

Biomecánica de la locomoción del caballo



2013



Santiago AUDISIO - Pablo VAQUERO
Perla TORRES - Edgardo VERNA
Jorge MERLASSINO - Laura OCAMPO

[2013] LIBROS DE TEXTO PARA ESTUDIANTES UNIVERSITARIOS

Biomecánica de la locomoción del caballo

*Santiago AUDISIO
Pablo VAQUERO
Perla TORRES
Edgardo VERNA
Jorge MERLASSINO
Laura OCAMPO*

Biomecánica de la locomoción del caballo /
Biomecánica de la locomoción del caballo / Santiago Andrés Audisio
... [et.al.]. - 1a ed. - Santa Rosa : Universidad Nacional de La Pampa.
Facultad de Ciencias Veterinarias, 2014.
194 p. ; 18x25 cm.

ISBN 978-950-863-203-6

1. Ciencias Veterinarias. 2. Caballos. I. Audisio, Santiago Andrés
CDD 636.1

Fecha de catalogación: : 12/12/2013

LIBRO DE TEXTO PARA **ESTUDIANTES UNIVERSITARIOS**

Biomecánica de la locomoción del caballo

Santiago AUDISIO; Pablo VAQUERO; Perla TORRES;
Edgardo VERNA, Jorge MERLASSINO, Laura OCAMPO.

Diciembre de 2013, Santa Rosa, La Pampa

Diseño y Diagramación: Carina Alfageme

Impreso en Argentina

ISBN 978-950-863-203-6

Cumplido con lo que marca la ley 11.723

EdUNLPam - Año 2013

Cnel. Gil 353 PB - CP L6300DUG

SANTA ROSA - La Pampa - Argentina

UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PAMPA

Rector: Sergio Aldo BAUDINO

Vice-rector: Hugo Alfredo ALFONSO

EdUNLPam

Presidente: Jorge CERVellini

Director de Editorial: Rodolfo RODRÍGUEZ

Consejo Editor de EdUNLPam

María Silvia DI LISCIA - Jorge Osmar BONINO - Estela TORROBA

Ana María RODRÍGUEZ - Alicia KIN - Edith ALVARELLOS DE LELL

Marisa ELIZALDE - María Cristina MARTÍN - Mónica BOERIS

Griselda CISTAC



Capítulo I	
Anatomía funcional	9
1. Introducción.....	11
2. Especialización evolutiva.....	11
3. Conformación anatómica.....	13
3.1. Aparato locomotor.....	15
3.1.1. Aparato de sostén y estabilización del miembro torácico.....	15
3.1.2. Aparato de sostén y estabilización del miembro pelviano.....	18
3.1.3. Sistema de suspensión del nudo.....	20
4. Especialización funcional de los músculos del sistema locomotor.....	21
5. Glosario de términos empleados.....	27
6. Atividad	28
7. Bibliografía.....	30
Anexo	36
1. Arquitectura muscular.....	36
1.1. Variables de estudio en arquitectura muscular.....	36
1.1.1. Longitud de los fascículos.....	36
1.1.2. Ángulo de peneación.....	37
1.1.3. Espesor muscular.....	38
1.2. Área de sección transversal anatómica (ASTA).....	38
1.3. Área de sección transversal fisiológica (ASTF).....	38
2. Bibliografía de anexo I.....	41

Capítulo II	
Biomecánica de la locomoción	43
1. Introducción.....	45
2. Balance y centro de gravedad.....	45
2.1. Centro de gravedad en el caballo.....	47
2.1.1. Equilibrio estático.....	48
2.1.1.1. Conformación física y estabilidad.....	50
2.1.2. Estabilidad dinámica.....	51
2.1.3. Incremento de la velocidad sobre la locomoción.....	52
3. Locomoción.....	54
3.1. Protracción del miembro torácico.....	55
3.2. Retracción del miembro torácico.....	58
3.3. Protracción del miembro pelviano.....	59
4. Ejecución del paso o zancada.....	59
5. La locomoción un ejemplo de ahorro de energía.....	63
5.1. Modelo del péndulo invertido.....	63
5.2. El modelo de brazo de resorte, un andar elástico.....	67
5.3. Locomoción por una pendiente elevada.....	72
6. Relación entre la locomoción y otras funciones fisiológicas.....	74
7. Predicción de las condiciones atléticas del caballo.....	75
8. Valoración de claudicaciones en los andares.....	77
9. Glosario de términos empleados.....	78
10. Actividades.....	80
11. Bibliografía.....	82

Capítulo III	
Cinética y cinemática de la locomoción	89
1. Introducción.....	91
2. Métodos de medición de las variables de la locomoción.....	91
2.1. Cinética o dinámica de la locomoción del caballo.....	92
3. Cinética del apoyo.....	94

3.1. Métodos de obtención de las fuerzas de reacción provenientes del suelo (FRS).....	101
3.2. Análisis cinemático.....	104
4. Biomecánica del casco durante la fase de apoyo.....	110
4.1. Cinética del casco en la fase de apoyo.....	112
4.2. Distribución de las fuerzas en el interior del casco.....	113
4.3. Función mecánica de las estructuras anatómicas del casco en la fase de apoyo.....	114
4.4. Efectos de la pista y la herradura.....	117
5. Actividad.....	118
6. Bibliografía.....	119

Capítulo IV

Andares	129
1. Introducción.....	131
2. Análisis de los andares.....	132
2.1. Tempo.....	133
2.2. Secuencia de la pisada.....	134
2.3. Ritmo.....	135
2.4. Fase de suspensión.....	136
3. Descripción de los andares.....	136
3.1. Paso.....	136
3.2. Trote.....	141
3.3. Galope.....	144
3.4. Secuencia de apoyo de los miembros.....	148
3.5. Cambios de velocidad y transición entre los andares....	149
4. Valoración de claudicaciones en los andares.....	152
5. Forjado, interferencia, alcance.....	152
5.1. Causas.....	153
5.2. Tratamiento.....	154
6. Glosario de términos empleados.....	155
7. Bibliografía.....	160

Capítulo V

Biomecánica de la claudicación.....	163
1. Introducción.....	165
2. Tipo de claudicaciones.....	166
3. Biomecánica de la claudicación.....	168
3.1. Asimetría en la claudicación.....	169
4. Implicaciones biomecánicas del la laminitis.....	175
5. Actividades.....	177
6. Bibliografía.....	191

Capítulo **1**

ANATOMÍA FUNCIONAL

1. INTRODUCCIÓN

Algunos caballos pueden desarrollar una velocidad de galope cercana a los 70 km/h, que es casi dos veces la velocidad que puede desarrollar un atleta humano y probablemente sea más veloz que cualquier otro animal de dimensiones similares. Algunos ejemplos de la capacidad física y deportiva del caballo lo constituyen los caballos de paso que pueden recorrer 0,8 km a 52 km/h, los trotadores o trotones pueden cubrir una distancia similar a 49,7 km/h, mientras que otros caballos se caracterizan por la resistencia física. Se tienen registros de equinos que recorrieron 80 km a 18,2 km/h. Otra habilidad importante es la maniobrabilidad, y así lo demuestran caballos de doma o adiestramiento, poleros y trabajo en el manejo de rodeos; en tanto otros pueden traccionar objetos de mucho peso (Hildebrand, 1987).

Estas capacidades responden al diseño estructural de los miembros integradas en una base ósea fuerte que soporta largos tendones con músculos cortos y gruesos (Dimery *et al.*, 1986) y a la vez reflejan el desarrollo de andares veloces con reducido costo metabólico. Ese diseño perfeccionado por la evolución produjo que el caballo posea una conformación anatómica indicativa de la capacidad y rendimiento atlético, incluso de resistencia a la enfermedad ortopédica (Holmström, 2001).

2. ESPECIALIZACIÓN EVOLUTIVA

El caballo moderno (*Equus caballus*) evolucionó a partir de su ancestro del género *Hyracotherium*, quien vivió hace 50 millones de años en el eoceno. Era un animal de talla pequeña de unos 50-60 cm de alzada que poco se parecía a un caballo. Poseía lomo arqueado, cuello, nariz y miembros cortos y una larga cola. Probablemente, correteó de matorral a matorral como un pequeño ciervo, solo que más lento, y no tan ágil. Era polidáctilo no unguilgrado (MacFadden, 1992). Las estructuras precursoras de las pezuñas eran semejantes a las uñas, pero encerraban a las

falanges distales que se ponían en contacto con el suelo tal como lo hace el tapir moderno (*Tapirus terrestris*).

El medio en que vivió *Hyracotherium* ejerció una considerable adaptación de las extremidades a la locomoción en las praderas y pastizales. La estructura y funciones de la pezuña son un reflejo directo de esta influencia. En la forma del caballo moderno hay un equilibrio entre las exigencias de llevar el peso del tracto digestivo voluminoso, la capacidad para la velocidad y la resistencia en la locomoción. Debido a que el movimiento de la espalda está restringido (en comparación con el movimiento de los carnívoros cuando corren) la mayoría de las especializaciones adaptativas se encuentran en las extremidades (Hildebrand, 1987).

Un factor de suma relevancia en la evolución fue la optimización del gasto de energía mientras se desplaza a gran velocidad o cubre grandes distancias. El caballo logró que la ecuación resultante del consumo energético requerido para accionar la oscilación craneocaudal de las extremidades durante cada zancada, la desaceleración y aceleración repetidas de las extremidades, resultara positiva a favor del caballo (Fedak *et al.*, 1982; Minetti *et al.*, 1999)

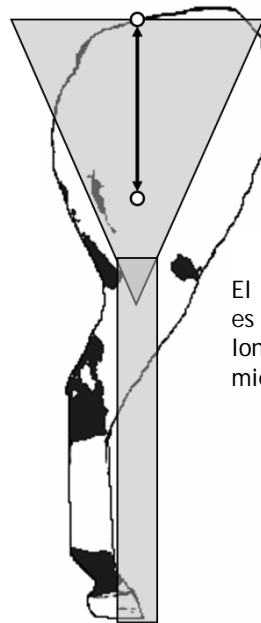
El principio de la reducción del trabajo se puso de manifiesto en el acortamiento relativo de los huesos de las porciones proximales de las extremidades, la localización de la mayor parte de la musculatura de la extremidad de accionamiento dentro del contorno del cuerpo. Esta conformación reduce el momento de inercia de las extremidades y, por lo tanto, la energía para conducir como un péndulo forzado, temática que será abordada en el capítulo II.

Los cambios adaptativos de las extremidades se produjeron en el alargamiento relativo de manos y pies, y la re-orientación de los pies y manos hacia la postura ungulígrada. La pérdida de dígitos impidió al pie, ahora alargado, volver a ampliar el momento de inercia¹, mientras que el cambio de postura ayudó a proteger a los huesos.

1 El momento de inercia: es una magnitud que da cuenta cómo es la distribución de la masa de un cuerpo alrededor de uno de sus puntos. Este concepto desempeña en el movimiento de rotación un papel análogo al de la masa de inercia en el caso del movimiento rectilíneo. El momento

Los miembros del caballo se encuentran diseñados para economizar energía. La evolución del caballo incluyó el desarrollo de miembros largos, con mayor énfasis en la extremidad distal. El segmento distal es relativamente ligero ya que se encuentra conformado mayoritariamente por huesos, tendones y el casco. Por otra parte, los tercios proximales de las extremidades resultaron en mayor peso y volumen. En esa posición oscilan arcos más cortos, por lo que se mueven más lentamente y no necesita aceleraciones y desaceleraciones rápidas. El costo de mover el miembro es bajo si la masa se concentra cerca del punto de pivote en las articulaciones de la cadera u hombro (Figura N° I-1). El costo sería elevado si el mismo peso se desplazase sobre el pie, como sucede en los plantígrados (Hildebrand, 1987).

FIGURA N° I-1. El peso del miembro posterior de un caballo se concentra en un punto elevado del miembro. Esta concentración reduce el radio de giro del miembro (flecha), que es la distancia desde el punto de pivot en el centro de la cadera al centro de oscilación, y sin embargo reduce su resistencia a la aceleración rápida y deceleración durante la marcha a velocidad. Adaptado de Hildebrand, 1987.



El giro de radio es = 40% de la longitud de los miembros

3. CONFORMACIÓN ANATÓMICA

La conformación refiere a la disposición y relación estructural de distintos segmentos del cuerpo con relación a otros. Esto incluye la simetría, segmento de longitudes, ángulos y formas mixtas y las desviaciones de esos segmentos. La conformación

de inercia se aplica al movimiento que realizan los miembros durante la protracción y retracción en la locomoción (ver capítulo II).

también refiere a la apariencia estética de un animal de acuerdo con la percepción del observador (Blood y Studdert 2000). Ciertas características conformacionales pueden considerarse beneficiosas o perjudiciales, dependiendo de la disciplina ecuestre y/o raza de la que se trata (Marks, 2000).

La óptima conformación anatómica permite coordinar los movimientos a altas velocidades sin que los miembros sufran interferencias entre sí o con el resto del cuerpo. A modo de ejemplo, cuando existen defectos de aplomos y conformación se generan fuerzas anormales en ciertos puntos anatómicos que predisponen al desarrollo de lesiones ortopédicas. Los animales que presentan los defectos de aplomos abiertos o cerrados de los miembros anteriores, así como los remetidos o plantados de adelante o atrás, están predispuestos a presentar lesiones más pronto. Los caballos de carreras que padecen desviaciones angulares se hallan predispuestos a desarrollar osteoartritis en forma precoz en las articulaciones carpianas.

La evaluación de la conformación se basa en la evaluación subjetiva con el caballo colocado de pie sobre una base o plataforma lisa y nivelada y se procede a observarlo desde los laterales, frente y posterior. A esta evaluación con el correr del tiempo se sumaron los métodos cuantitativos de conformación y evaluación de la marcha basada en la evidencia de la conformación. A las técnicas de evaluación con plomadas y goniómetros se sumaron los análisis fotográficos (Kronacher y Ogrizek 1931), videos (Hunt *et al.*, 1999), más tarde reemplazados por sistemas de análisis de movimiento (Weller *et al.*, 2006). El uso de análisis de movimiento a través de la fotografía y videos resuelve los errores geométricos asociados a la adquisición de imágenes en dos dimensiones (2D) de las estructuras en tres dimensiones (3D), y es independiente de la posición de la cámara en relación con el caballo (Weller *et al.*, 2006). Las mediciones de conformación varían con la posición del caballo (Holmström *et al.*, 1990; Weller *et al.*, 2006) y se ha demostrado que el posicionamiento de los caballos en estación es una de las fuentes de error en la determinación de los parámetros conformacionales (Holmström *et al.*, 1990; Weller *et al.*, 2006). El uso de métodos para la medición en 3D de parámetros conformacionales demostraron que la variabilidad en los datos obtenidos fue menor en el caballo en estación que

en el aire de paso (Pourcelot *et al.*, 2002). Por ello es un método aplicado a la medición de nivel deportivo internacional (Crevier-Denoix *et al.*, 2004).

3.1. Aparato locomotor

El aparato locomotor del caballo está comprendido por el conjunto de órganos somáticos, huesos, articulaciones, músculos, tendones y ligamentos, que interactúan de manera armónica durante la locomoción y estación. Los órganos de referencia atienden las funciones biomecánicas asociadas al dorso, miembros torácico y pelviano, así como las correspondientes a las subsidiarias del cuello (Sandoval, 1998).

Los miembros anteriores y posteriores poseen mecanismos que brindan apoyo de estabilización a las articulaciones durante los períodos que permanece en caballo en estación como en movimiento. Estos mecanismos son, en el miembro anterior el aparato de sostén; y en el posterior la combinación del aparato recíproco junto al bloqueo de la rótula (McGowan *et al.*, 2007).

3.1.1. Aparato de sostén y estabilización del miembro torácico

Cuando el caballo se encuentra en estación los músculos, tendones y ligamentos comprendidos en el aparato de sustentación del miembro anterior interactúan entre ellos para fijar el alineamiento de los huesos de la mano, suspender al menudillo, bloquear al carpo, estabilizar el codo, la articulación del encuentro, la espada y el balancín cervicoencefálico. Este conjunto de estructuras denominadas en su conjunto *aparato de sostén*, funciona en forma recíproca, automática y de resistencia de fuerza que le permite al caballo mantenerse de pie con un mínimo de fuerza (Sanchez, 2007).

El aparato de sostén, como se expondrá mas adelante, interviene también en los mecanismos pasivos y activos de la proyección y retracción del miembro durante la locomoción.

El peso que soporta el miembro anterior descansa en la inserción del tendón superficial del m. bíceps braquial (BB) (*m. biceps brachii*), el *lacertus fibrosus* (McDiarmid, 1999) y el m. extensor carporradial (ECR) (*m. extensor carpi radialis*). La cabeza lateral del BB contribuye con el rol postural pasivo, mientras que la cabeza medial posee un rol funcional durante

la locomoción (Hermanson y Hurley, 1990). El tendón *lacertus fibrosus* coordina la acción de los músculos BB y ECR y de esta forma sincroniza los movimientos de las articulaciones del hombro, codo y carpo (Lichtwark *et al.*, 2009; Palmieri *et al.*, 1986) (Figura N° 1-2). El músculo ECR y el *lacertus fibrosus* intervienen estabilizando al carpo (McGuigan y Wilson, 2003). Por otra parte, el peso del tronco incide sobre la escápula proximal promoviendo que la tensión del conjunto BB-*lacertus fibrosus*-ECR cause extensión relativa del codo y carpo. Los músculos flexor carpo ulnar (*m. flexor carpi ulnaris*) y ulnar lateral (*m. ulnaris lateralis*) mantienen al carpo extendido (McGowan *et al.*, 2007).

A la flexión del codo la previenen la acción de los músculos flexores del carpo, flexor digital superficial (FDS) y flexor digital profundo (FDP) que se originan en los epicóndilos humerales.

El tendón del m. flexor carporradial se opone a la flexión del carpo pues mantiene el grado de tonicidad de los músculos en estado de reposo. Por otra parte, los músculos flexores aportan rigidez y amortiguación durante la fase de apoyo en la locomoción y adquieren mayor importancia durante la carga del miembro. La tensión que ejerce la cabeza larga del músculo tríceps braquial junto a los ligamentos colaterales del codo evitan que éste se flexione (Rooney, 1978, 1998; McGuigan y Wilson, 2003).

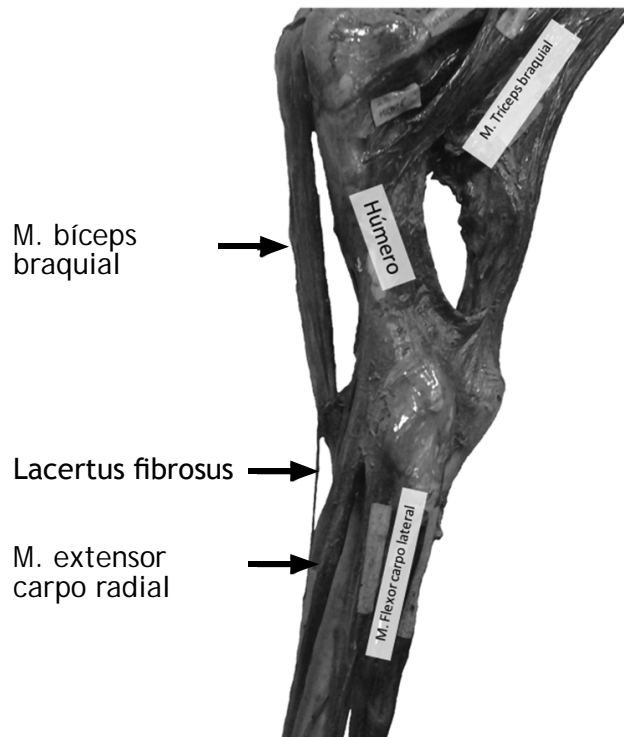


FIGURA N°1-2. Preparado anatómico de la región del brazo equino visto por su cara lateral. En la imagen se destaca el *lacertus fibrosus* y la relación de éste con los músculos bíceps braquial y extensor carpo radial. Colección de la Cátedra Técnica y Patología Quirúrgica FCV-UNLPam. Fuente propia.

El aparato suspensorio del menudillo es una continuidad ligamentosa que se extiende desde la extremidad proximal del tercer hueso metacarpiano hasta la primera y segunda falanges. Lo constituyen el ligamento suspensorio (LS) del menudillo, los huesos sesamoideos proximales (en estrecha relación con el ligamento), el ligamento metacarpointersesamoideo, los ligamentos sesamoideos distales y las bridas extensoras del LS. Los tendones FDS y FDP y sus ligamentos accesorios (ligamentos frenadores) colaboran con el aparato suspensorio para mantener suspendida a la articulación metacarpofalangiana, evitar la sobre extensión y descenso exagerado del nudo durante el apoyo,

especialmente en el momento del impacto en la retracción de la locomoción (Schwarzbach *et al.*, 2008).

La cuartilla se estabiliza a través de los ligamentos colaterales, los cuatro ligamentos palmares que mantienen unidas a las primera y segunda falange con la región palmar, el ligamento sesamoideo distal recto y los tendones de los músculos flexores digital superficial y digital profundo que evitan la sobre extensión articular de la corona y el menudillo (Mehrle, 1923.; Jansen *et al.*, 1993).

3.1.2. Aparato de sostén y estabilización del miembro pelviano

En la extremidad pelviana el sistema de sostén del miembro reside en el accionar conjunto del bloqueo de la articulación de la rodilla, por un lado, y del aparato recíproco por el otro. Al aparato recíproco lo componen el FDS y *peroneus tertius* (Sanchez, 2007).

Si bien el caballo es un animal diseñado para desarrollar actividades físicas a elevada velocidad, pasa el 80% del tiempo en estación, incluso durante el sueño ligero (Dallaire, 1986a, 1986b; Boyad *et al.*, 1988). Para soportar el peso cuando se halla de pie durante tanto tiempo, con frecuencia se apoya en ambos miembros anteriores y uno posterior; sobre el posterior recarga una proporción del peso. Por este motivo cuando los caballos se encuentran de pie durante un largo tiempo alternan la transferencia del peso corporal de un miembro al otro (Maierl, 2004). El aparato de sostén asegura la estación con gasto nulo o mínimo de energía (Nickel *et al.*, 1986; Dyce *et al.* 1996).

El aparato de sostén pasivo del miembro pelviano está comprendido por las articulaciones de la rodilla o babilla, el tarso o corvejón y metacarpo falángico sesamoideana o menudillo. Estas estructuras obran en conjunto en una interdependencia coordinada. Sólo la articulación coxofemoral queda afuera de este aparato, de modo que para fijar a esta articulación se requiere de fuerza muscular (Sack, 1989).

La estructura fundamental del aparato de sostén en la extremidad posterior, es la articulación de la rodilla. El caballo puede evitar la flexión de la articulación mediante la fijación de la rótula haciendo rotar 15° hacia medial a la patela valiéndose del fibrocartílago complementario de la patela (Sack, 1989).

Esto convierte al miembro articulado en un puntal de soporte de peso (Budras *et al.*, 2001; Dyce *et al.*, 2002). La fijación normal de la patela sólo es posible por la actividad tónica de los músculos vasto medial (*m. vastus medialis*) del cuádriceps femoral (Dyce *et al.*, 1996; Schuurman *et al.*, 2003) y el tensor de la fascia lata (*tensor fasciae latae*) que actúan



FIGURA N° I-3. Vista dorsal de la rodilla derecha equina. La rótula (1) con el fibrocartilago (5) se desplaza detrás de la parte superior de la prominente del cóndilo medial de la tróclea femoral (2). La flexión de la articulación de la rodilla queda impedida por los ligamentos rotulianos la medial, medio (3) y lateral (4). La inserción del músculo cuádriceps femoral extendiéndose a la rodilla. La dirección de la tracción de sus tres partes principales, el vasto medial (6), recto femoral (7) y vasto lateral (8) se representa con flechas. Colección de la Cátedra Técnica y Patología Quirúrgica FCV-UNLPam. Fuente propia.

traccionando a la patela, al ligamento complementario de la patela y al ligamento rotuliano medial para fijar a la patela sobre el cóndilo medial. Schuurman *et al.*, (2003) (Figura N° I-3)

establecieron que la fijación normal de la rótula sólo es posible por la actividad tónica del músculo vasto medial. Estos autores sugieren que el m. vasto interno es el único músculo posible para llevar a cabo esta acción ya que es activo al estar de pie y tiene una posición anatómica adecuada para llevarla a cabo y estimaron que la tensión que requiere el músculo es menos del 2% de la fuerza que sería necesaria en ausencia de un mecanismo de bloqueo. Para desbloquear la rótula se requiere la contracción consciente de los cuádriceps (Budras *et al.*, 2001; Dyce *et al.*, 2002).

Los músculos FDS y *peroneo tertius* integran el aparato recíproco (Van Weeren *et al.*, 1992; Denoix, 2007) denominado de esta forma por la acción recíproca de ambos músculos. A estos músculos se los considera funcionalmente como una unidad. En ellos predomina el tejido tendinoso y se extienden desde la rodilla hasta el tarso. El peroneo se encuentra en dorsal a la tibia, mientras que el FDS en plantar a la misma. Funcionalmente vinculan los movimientos de la rodilla con los del tarso. Los movimientos que uno de ellos hace, el otro también lo hace; por ej., si la rodilla se flexiona, el corvejón también lo hace, así, si se flexiona corvejón, la rodilla también; y si la rodilla se extiende el corvejón también se extiende.

3.1.3. Sistema de suspensión del nudo

El ligamento suspensorio es uno de los elementos que integran el aparato suspensorio. El ligamento se halla en la cara palmar/plantar del tercer hueso metacarpiano/metatarsiano y entre los respectivos II y IV huesos metacarpianos/metatarsianos (Dyce *et al.*, 2002)

La articulación metacarpo falángico sesamoideana o articulación del nudo o menudillo la comprenden el extremo distal del III hueso metacarpiano/metatarsiano, el extremo proximal de la falange proximal, los dos huesos sesamoideos proximales, y el ligamento intersesamoideano en el que los sesamoideos proximales se encuentran incluidos (Budras *et al.*, 2001).

La porción palmar/plantar de la cápsula articular del menudillo es más gruesa y voluminosa que la porción dorsal. Emite una bolsa que se extiende hacia dorsal del menudillo proximal entre el tercer hueso metacarpiano/metatarsiano y el ligamento suspensorio. Esta bolsa es palpable y visible incluso

cuando la articulación se inflama con efusión del líquido sinovial. La cápsula de la articulación está reforzada en cada lado por los ligamentos colaterales y dorsalmente por la fascia de fijación del tendón del músculo extensor digital común (Dyce *et al.*, 2002).

Cuando el caballo se encuentra en estación, el menudillo y el dedo se oponen a la hiperextensión, debido al accionar del aparato suspensor del menudillo (ligamento suspensorio del nudo, ligamentos interesamoideo y sesamoideo distal), los tendones FDS y FDP, y los ligamentos colaterales de las articulaciones. Durante la flexión del nudo y dedo la mayoría de los movimientos de amplitud recaen en el nudo, intermedio en la articulación del pie y en menor grado en la cuartilla. La contracción de los músculos extensor digital común y extensor digital lateral le confieren a los huesos y articulaciones del dedo el alineamiento justo antes de impactar el suelo en la locomoción (Budras *et al.*, 2001).

4. ESPECIALIZACIÓN FUNCIONAL DE LOS MÚSCULOS DEL SISTEMA LOCOMOTOR

Tradicionalmente la acción individual de los músculos intervinientes en la locomoción se estimó a partir de la posición anatómica en el cuerpo del animal (Dyce *et al.*, 1996) sin considerar el volumen, arquitectura, longitud de fascículos musculares, aponeurosis y tendones (Gills *et al.*, 2001). Por ello diversas investigaciones estudiaron la actividad muscular relacionando la potencia, constitución porcentual de fascículos, tendones y aponeurosis musculares (Roberts, 2001; Biewener *et al.*, 2004; Payne *et al.*, 2005, 2006).

Los músculos de los miembros se encuentran funcionalmente especializados para producir los distintos tipos de trabajo físico y mecánico requeridos en las más diversas actividades. Los músculos de los miembros anteriores y posteriores se pueden dividir según el tipo de fuerza que realizan, en músculos de las regiones proximales y distales (Payne *et al.*, 2006). Los músculos de las regiones proximales se encuentran especializados para desarrollar trabajos intensos por ser éstos músculos voluminosos con largos fascículos (Payne *et al.*, 2006). Los músculos de la región distal se encuentran especializados para realizar trabajos empleando energía elástica por ser pequeños, con fibras cortas y

tendones largos (McGuigan y Wilson, 2003; Payne *et al.*, 2006; Wilson *et al.*, 2001). Esa condición logra que el trabajo mecánico resultante sea metabólicamente económico (Roberts, 2001; Biewener *et al.*, 2004; Payne *et al.*, 2006).

La comparación de la anatomía de las extremidades torácicas y pélvicas demuestra similitud en la disposición, forma y tamaño de los músculos en la región distal. En tanto los músculos de la región proximal pélvica son más grandes y redondeados (particularmente el m. glúteo medio (GM) (*m. gluteus medius*) isquiotibiales y aductores) que sus equivalentes de la región del hombro. Los músculos proximales de las extremidades torácicas poseen fascículos más largos (m. braquiocefálico (*m. brachiocephalicus*), m. omotransverso (*m. omotransversarius*) m. *latisimus dorsi* y m. pectoral profundo (*m. pectoralis profundus*). A excepción de la cabeza larga del m. tríceps braquial (*m. triceps brachii*) y porción torácica del m. serrato ventral (*m. serratus ventralis thoracis*) que tienen grandes volúmenes.

La especialidad de la capacidad funcional presenta diferencias entre los miembros anteriores o posteriores. Las fuerzas de reacción del suelo (FRS) que generan los miembros cuando contactan con éste, revelan que los miembros anteriores soportan el 57% de las fuerzas respecto a los posteriores con el 43% (Witte *et al.*, 2004). Sin embargo, el impulso para la marcha horizontal es mayor en la extremidad pélvica (Merkens *et al.*, 1993). Esta diferencia funcional no sería más que el reflejo de la arquitectura músculo-tendinosa² (Payne *et al.*, 2006).

La potencia muscular es directamente proporcional al volumen muscular. Por tal motivo si se dispone de información adicional de la longitud del fascículo muscular, se puede estimar la velocidad de contracción y la amplitud de movimiento articular sobre la que el músculo puede desarrollar la fuerza. El volumen muscular y la longitud de los fascículos musculares se combinan para proporcionar una estimación del área de sección transversal fisiológica (ASFT ó PCSA por sus siglas en inglés) y con ella la capacidad de generación de fuerza isométrica máxima (F_{\max}).

2 En el Anexo I del presente capítulo se abordan conceptos relacionados con la arquitectura muscular para facilitar la comprensión en esta sección.

ASTF = volumen muscular / longitud de la fibra muscular

Payne *et al.*, (2005) establecieron que la longitud absoluta de los fascículos es mayor en el m. semimembranoso (*m. semimembranosus*) y aductores (long. 80-760 mm y 80-390 mm) y menor en los músculos FDS (SDF 1-6 mm) y flexor común de los dedos lateralis (FDL) cabeza del m. FDP (long. 3-55 mm).

No obstante, los músculos más grandes no siempre tienen los fascículos más largos, como así tampoco los músculos menores tienen los fascículos más cortos. En el miembro posterior proximal, el músculo GM, la cabeza vertebral del músculo bíceps femoral (*m. biceps femoris*) los aductores (*adductor magnus* y *adductor brevis*), m. semimembranoso (*m. semimembranosus*) y m. semitendinoso (*m. semitendinosus*) poseen grandes volúmenes (rango medio del grupo: 3617–8090 cm³) y fascículos largos (rango medio de longitud: 176–342 mm). Los músculos psoas menor (*psaos minor*) glúteo superficial (*gluteus superficialis*), glúteo profundo (*gluteus profundus*), tensor de la fascia lata (*tensor fascia latae*), gracilis, pectíneo (*pectineus*), recto femoral (*rectus femoris*), vasto medial (*vastus medialis*) y vasto intermedio (*vastus intermedius*) poseen volúmenes menores (rango medio: 408–2160 cm³) y fascículos cortos (rango medio: 67–123 mm). Los músculos psoas mayor (*psaos major*), ilíaco (*iliacus*), cabeza caudal del bíceps femoral, vasto lateral (*vastus lateralis*) y sartorio (*sartorius*) tienen pequeños volúmenes (rango medio: 456–1640 cm³) pero largos fascículos (rango medio: 155–376 mm).

Por su parte los músculos de la región distal del miembro pelviano mostraron las siguientes características de longitud de fascículo y volumen: el músculo gastrocnemio (*gastrocnemius medialis* y *gastrocnemius lateralis*) tiene volumen relativamente grande (771 cm³ y 762 cm³ cada uno) y fascículos de 48 mm y 56 mm de longitud respectivamente. Los demás músculos tienen volúmenes más pequeños (6-435 cm³) y fascículos cortos e intermedios cuya longitud oscila entre 38 y 121 mm. Sin embargo las cabezas del FDL del FDS poseen una media de volumen relativamente grande (622 cm³) y fascículos muy cortos (media 10 mm). Por su parte, el SDF tiene un volumen medio pequeño (105 cm³) y fascículos muy cortos (valor medio de 3 mm).

La energía almacenada en un tendón está relacionada con sus dimensiones y la tensión impuesta sobre él. De este modo se

puede estimar el alargamiento del tendón y su capacidad de almacenamiento de energía a partir de la información de la longitud y masa del tendón (Payne *et al.*, 2006). Parte de la variación de longitud musculotendinosa necesaria para la locomoción de velocidad no se produce en las fibras musculares en sí, sino por la retracción elástica del tendón asociado (Roberts *et al.*, 1997; Biewener *et al.*, 2000). Son por lo tanto propiedades pasivas de los tendones (Monti *et al.*, 2003.)

La unidad que conforma la porción fascicular y tendinosa actúa como un resorte de masa³ (Cavagna *et al.*, 1977; Blickhan, 1989; Farley *et al.*, 1993; Lindstedt *et al.*, 2002). El resorte es particularmente útil para la locomoción ya que facilita el intercambio de energías cinética, potencial y deformación elástica para lograr reducir el trabajo mecánico que los músculos deben realizar (Alexander *et al.*, 2002).

El almacenamiento y utilización de la energía proveniente de la deformación elástica es particularmente significativa para la locomoción del caballo. La hiperextensión de la articulación metacarpofalángica o del nudo, incluso en los andares más lentos como caminar, provoca que los tendones flexores digitales se estiren, lo que resulta en el almacenamiento y liberación de energía proveniente de la deformación elástica (Biewener, 1998). El responsable de este mecanismo es principalmente la extremidad anterior distal que actúa como un resorte pasivo permitiendo que el animal rebote eficazmente de paso a paso (McGuigan y Wilson, 2003; Witte *et al.*, 2004; Bobbert *et al.*, 2007). A pesar que el mecanismo de almacenamiento y utilización de energía generada por el estiramiento elástico reduce la necesidad de energía metabólica (Butcher *et al.*, 2009), también puede aumentar la probabilidad de injurias, ya que se requiere el accionar de fuerzas relativamente altas para estirar los tendones y ligamentos durante la fase de apoyo en la zancada. El tendón del músculo FDS y ligamento suspensorio experimentan las deformaciones mencionadas (Biewener, 1998; Riemersma *et al.*, 1996) y por ello son estructuras que se lesionan comúnmente (Goodship, 1993).

3 La locomoción según el modelo de resorte de masa o brazo de resorte se aborda en detalle en el Capítulo II referido a la locomoción.

Los largos tendones flexores y la relación extremadamente corta del ángulo de penneación⁴ de las fibras musculares de los miembros torácico y pelviano permiten que se almacenen cantidades considerables de energía provenientes de la deformación elástica durante la fase de apoyo en la zancada (Figura N° 1-4) (Biewener, 1998; Harrison *et al.*, (2010)). Esta propiedad es energéticamente ventajosa para el animal, ya que el estiramiento de los tendones requiere menos energía metabólica para ser consumida por los músculos. La contracción muscular también puede estirar al tendón pero quedó establecido que este efecto es relativamente pequeño (Harrison *et al.*, 2010). En su lugar, los tendones se cargan de fuerzas de inercia y gravitacionales cuando la extremidad está en contacto con el suelo. Estudios previos que calcularon el trabajo muscular en las extremidades posteriores de perros (Alexander, 1974), pavos (*Meleagris gallipavo*) (Roberts *et al.*, 1997) y canguros (*Macropodidae sp.*) (Alexander y Vernon, 1975) indicaron que resultó ser pequeño en comparación con el trabajo del tendón, principalmente porque los músculos se contraen de forma isométrica bajo carga. Por el contrario, la principal razón para la pequeña magnitud del trabajo muscular en los tendones flexores del caballo es que las fibras musculares son mucho más cortas que sus tendones (Brown *et al.*, 2003). A plena carga, el estiramiento en estos tendones puede exceder la longitud de las fibras de los músculos flexores. Este resultado indica que los músculos pueden trabajar de forma más eficiente con los tendones haciendo proporcionalmente más trabajo en los aires de velocidad, trote y galope (Biewener, 1998). Por ello el trabajo de los tendones en los andares veloces es mucho más significativo. Los tendones aportan otros beneficios metabólicos reduciendo la energía requerida para la protracción durante la ejecución normal de los aires (Clayton *et al.*, 2000).

4 Para mayor información de los conceptos del ángulo de penneación consultar el Anexo N° 1 del Capítulo I, referido a la arquitectura muscular.

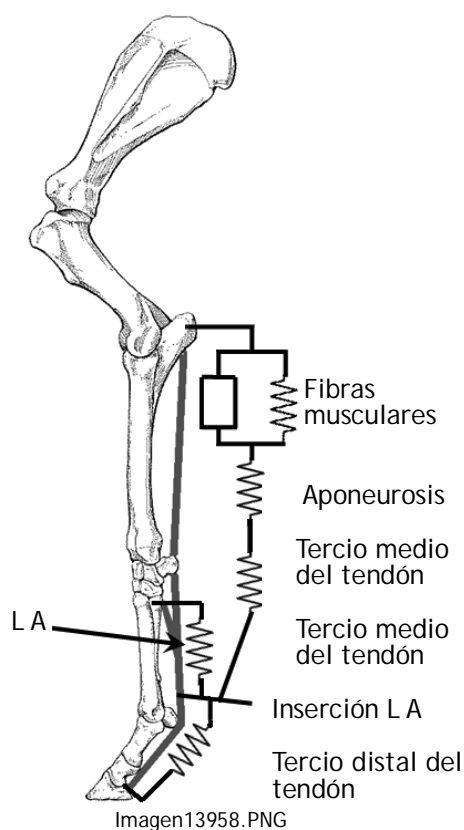


FIGURA N° 1-4. Representación esquemática de los músculos flexor digital superficial (FDS), flexor digital profundo (FDP) incluido el ligamento accesorio (LA). El diagrama ilustra el modelo asumido para el m. FDP. La carga que soporta su tercio distal en parte se genera por el LA si este último se mantuvo tenso. Cada componente del complejo flexor se encuentra integrando la unidad músculo-tendón. Cada modelo elástico representa una estructura pasiva no lineal. El elemento contráctil de las fibras musculares son los únicos elementos que se pueden contraer activamente. La inserción del LA se asume que es una función de la rigidez distal del tendón que se combina con los componentes proximales del complejo flexor. Adaptado de Harrison *et al.*, 2010.

La mayor parte del trabajo hecho por la porción distal del miembro torácico se debe al alargamiento y acortamiento de los tendones en las fases tempranas y tardías del apoyo en la zanca. En las etapas tempranas los músculos, tendones y ligamentos absorben energía, específicamente $0,14 \pm 0,01$; $0,46 \pm 0,04$ y $0,24 \pm 0,04 \text{ J kg}^{-1}$ en el paso, trote y galope respectivamente. Los tejidos elásticos contribuyen con el 83 ± 10 ; 69 ± 16 y $90 \pm 5\%$ del total de la energía absorbida por el tercio distal del miembro anterior en el paso, trote y galope. En el apoyo tardío, los músculos, tendones y ligamentos generan energía de $0,08 \pm 0,04$; $0,24 \pm 0,10$ y $0,22 \pm 0,01 \text{ J kg}^{-1}$ en la caminata, trote y galope. Los tejidos elásticos contribuyen con el 81 ± 11 ; 86 ± 5 y $90 \pm 7\%$ del total de la energía generada en distal del miembro durante los tres aires más frecuentes (Tabla N° 1) (Harrison *et al.*, 2010).

Tabla N° 1

Cantidad total de energía de deformación almacenada en los tendones de distales de la extremidad anterior durante el paso, trote y galope

Aire	Energía de deformación almacenada en Joules por kilogramo ($J\ kg^{-1}$)		
	Porción distal del miembro Anterior	FDS	FDP
Paso	$0,11 \pm 0,01$	$0,07 \pm 0,03$	$0,01 \pm 0,00$
Trote	$0,32 \pm 0,08$	$0,1 \pm 0,04$	$0,01 \pm 0,01$
Galope	$0,22 \pm 0,02$	$0,13 \pm 0,00$	$0,02 \pm 0,01$

Fuente: Harrison *et al.*, 2010

5. GLOSARIO DE TÉRMINOS EMPLEADOS

Babilla: sinónimo de articulación fémoro tibio rotuliana. Articulación de la patela

Conformación: término que se refiere a la disposición estructural de segmentos del cuerpo con relación a otro. Esto incluye la simetría, segmento de longitudes, ángulos y formas mixtas y las desviaciones de esos segmentos. La conformación también referirse a la apariencia estética de un animal de acuerdo con la percepción del observador.

Corona: se denomina de esta forma a la segunda falange. Corvejón: Articulación del tarso

Cuartilla: se denomina de esta forma a la articulación interfalángica proximal o articulación de la primera falange con la segunda

Fuerza isométrica: Fuerza muscular máxima que se puede ejercer en un momento dado sin mover la articulación. Se mide mediante dinamómetros inextensibles

Joule (J): Es una unidad de energía, trabajo y cantidad de calor. Es el trabajo producido por una fuerza de 1 newton, cuyo punto de aplicación se desplaza 1 metro en la dirección de la fuerza.

Menudillo: sinónimo de articulación III metacarpo/metatarso falángico sesamoideana

Newton (N): Es una unidad de fuerza que, aplicada a un cuerpo que tiene una masa de 1 kilogramo, le implica una aceleración de 1 metro por segundo cuadrado.

Nudo: sinónimo de articulación III metacarpo/metatarso falángico sesamoideana.

6. ACTIVIDAD PRÁCTICA

La actividad consiste en un cuestionario del tema abordado e incluye preguntas de temas contenidos en el Anexo del presente capítulo

1. ¿Qué es el aparato de sostén del miembro torácico?
2. ¿Qué estructuras anatómicas conforman el aparato de sostén del miembro torácico?
3. ¿Qué estructuras anatómicas conforman el aparato de sostén del miembro pelviano?
4. ¿Por qué razón el aparato de sostén posee función recíproca?
5. ¿Cómo actúa el músculo vasto lateralis en el aparato de sostén del miembro pelviano?
6. ¿Qué estructuras se oponen a la hiperextensión del nudo?
7. ¿Qué similitud existe entre los músculos de la región de hombro y de la cadera en los miembros torácico y pelviano respectivamente?
8. ¿Qué similitud existe entre los músculos de las regiones distales de los miembros torácico y pelviano respectivamente?

9. ¿Qué es el área de sección transversal fisiológica de un músculo?
10. ¿Qué información aporta el área de sección transversal fisiológica de un músculo?
11. ¿Por qué es particularmente útil el sistema de resorte para la locomoción?
12. ¿Cómo actúan los tendones flexores economizando energía?
13. ¿Dónde y cómo se modifica la longitud musculotendinosa necesaria para la locomoción?
14. ¿Cuáles son las variables de estudio en la arquitectura muscular?
15. ¿Qué técnica se emplea para medir la longitud de los fascículos musculares?
16. ¿Cómo es la fuerza de los músculos que contienen fascículos largos?
17. Definir ángulo de pennación.
18. ¿Cómo influye el ángulo de pennación en la contractibilidad y fuerza de los músculos?
19. Definir área de sección transversal anatómica.
20. Establecer si la siguiente aseveración es verdadera o falsa: El área de sección transversal anatómica es utilizada como indicador de la máxima fuerza que puede generar un músculo y para medir su tensión específica.

BIBLIOGRAFÍA

1. Alexander, R.M. 1974. The mechanics of jumping by a dog (*Canis familiaris*). J.Zool.; 173:549-573.
2. Alexander, R.M.; Vernon, A. 1975. The mechanics of hopping by kangaroos (*Macropodidae*). J. Zool.; 177:265-303.
3. Alexander, R.M. 2002. Tendon elasticity and muscle function. Comp. Biochem. Physiol. A. Mol. Integr. Physiol.; 133:1001-1011
4. Blickhan, R. 1989. The spring-mass model for running and hopping. J. Biomech.; 22:1217-1227.
5. Biewener, A.A. 1998. Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse. Comp. Biochem. Physiol. B Biochem. Mol. Biol.; 120:73-87
6. Biewener, A.A.; Roberts, T.J. 2000. Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: a comparative perspective. Exer. Sport. Sci. Rev.; 28:99-107.
7. Biewener, A.A.; McGowan, C.; Card, G.M.; Baudinette, R.V. 2004. Dynamics of leg muscle function in tammar wallabies (*M. eugenii*) during level versus incline hopping. J. Exp. Biol.; 207:211-223.
8. Blood, D.C.; Studdert, V.P.; 2000. Saunders comprehensive veterinary Dictionary, 2nd ed. WB Saunders, London, UK.
9. Bobbert, M.F.; Alvarez, C.B.G.; Van Weeren, P.R.; Roepstorff, L.; Weishaupt, M.A. 2007. Validation of vertical ground reaction forces on individual limbs calculated from kinematics of horse locomotion. J. Exp. Biol.; 210:1885-1896
10. Brown, N.A.T.; Kawcak, C.E.; McIlwraith, C.W. Pandy, M.G. 2003. Architectural properties of distal forelimb muscles in horses, *Equus caballus*. J. Morphol.; 258:106-114.
11. Budras, K.; Sack, W.; Rock, S. 2001. Anatomy of the Horse: An Illustrated Text. 3rd ed. Iowa State University Press, USA.
12. Butcher, M.T.; Hermanson, J.W.; Ducharme, N.G.; Mitchell, L.M.; Soderholm, L.V.; Bertram, J.E.A. 2009. Contractile behavior of the forelimb digital flexors during

- steady-state locomotion in horses (*Equus caballus*): an initial test of muscle architectural hypotheses about in vivo function. *Comp. Biochem. Physiol. A Physiol.*; 152:100-114.
13. Clayton, H.M.; Hodson, E.; Lanovaz, J.L. 2000. The forelimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Eq. Vet. J.* 32 :295-299.
 14. Crevier-Denoix, N.; Ravary, B.; Defontaine, M.; Lematre, M.; Denoix, J.M.; Pourcelot, P. 2004. Use and application of a non-invasive procedure for measuring loads supported by the superficial flexor tendon, in the moving horse: interest for the evaluation of corrective shoes and the soils. Proceedings of the 30^{ème} Journée de la Recherche Équine, Paris.
 15. Dallaire, A. 1986a. Sleep as behavior. *Equine Pract.*; 2:591-607.
 16. Dallaire, A. 1986b. Rest behavior. *Vet. Clin. North Am. Equine Pract.*; 2:591-607.
 17. Denoix, J.M. 2007. Peroneus tertius anatomy and lesions. *Equine Vet. Ed.*; 19:416-418.
 18. Dimery, N.J.; Alexander, R.M.; Ker, R.F. 1986, Elastic extension of leg tendons in the locomotion of horses (*Equus caballus*). *J. Zool. Lond.*; 210:415-425.
 19. Dyce, K.M.; Sack, W.O.; Wensing, C.J.G. 1996. Textbook of veterinary anatomy. 2nd ed. Saunders, Philadelphia, USA.
 20. Dyce, K.M.; Sack, W.O.; Wensing, C.J.G. 2002, Textbook of veterinary anatomy, 3rd ed. Saunders, Philadelphia, PA, USA.
 21. Farley, C.T.; Glasheen, J.; McMahon, T.A. 1993. Running springs: speed and animal size. *J. Exp. Biol.*; 185:71-86
 22. Fedak, M.A.; Heglund, N.C.; Taylor, C.R. 1982. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion II. Kinetic energy changes of the limbs and body as a function of speed and body size in birds and mammals. *J. Exp. Biol.*; 79:23-40.
 23. Goodship, A.E. 1993. The pathophysiology of flexor tendon injury in the horse. *Equine Vet. Educ.*; 5:23-29.
 24. Harrison, S.M.; Whitton, R.C.; Kawcak, C.E.; Stover, S.M.; Pandy, M.G. 2010. Relationship between muscle

- forces, joint loading and utilization of elastic strain energy in equine locomotion. *J. Exp. Biol.*; 213:3998-4009.
25. Hermanson, J.W.; Hurley, K.J. 1990. Architectural and histochemical analysis of the biceps brachii muscle of the horse. *Acta Anat.*; 137:146-56.
 26. Hildebrand, M. 1987. The Mechanics of horse legs. *Am. Scien.*; 75:594-601.
 27. Holmström, M.; Magnusson, L.E.; Philipsson, J. 1990. Variation in conformation of Swedish warm-blood horses and conformational characteristics of elite sport horses. *Equine Vet. J.*; 22:186-193.
 28. Holmström, M. 2001. Effects of conformation. In: *Equine locomotion*, Eds: Back, W.; Clayton, H.M. W.B. Saunders, London, UK, pp281-295.
 29. Hunt, W.F.; Thomas, V.G.; Stiefel, W. 1999. Analysis of video-recorded images to determine linear and angular dimensions in the growing horse. *Equine Vet. J.*; 31: 402-410.
 30. Jansen, M.O.; van Buiten, A.; van den Bogert, A.J. 1993. Strain of the musculus interosseus medius and its rami extensorii in the horse, deduced from in vivo kinematics. *Acta Anat.*; 147:118-124.
 31. Kronacher, O.; Ogrizek, A. 1931. Exterieur und leistungsfähigkeit des Pferdes unter besonderer berücksichtigung der gliedmaßenwinkelung und schrittlängenverhältnisse. *Z. Tierzücht. Zücht Biol.*; 23:138-228.
 32. Lichtwark, G.A.; Watson, J.C.; Mavrommatis, S.; Wilson, A.M. 2009. Intensity of activation and timing of deactivation modulate elastic energy storage and release in a pennate muscle and account for gait-specific initiation of limb protraction in the horse *J. Exp. Biol.*; 212:2454-2463.
 33. Lindstedt, S.L.; Reich, T.E.; Keim, P.; LaStayo, P.C. 2002. Do muscles function as adaptable locomotor springs? *J. Exp. Biol.*; 205:2211-2216.
 34. Marks, D. 2000. Conformation and soundness. *Proc. Am. Ass. Eq. Pract.*; 46:39-45.
 35. Maierl, J.; König, H.E.; Liebich, H.G. 2004. Estática y dinámica. En: *Anatomía de los animales domésticos*. Ed. König, H.E.; Liebich, H.G.; Tomo I: Aparato locomotor.

- 2° ed. Ed Médica Panamericana, Buenos Aires, Argentina.
36. McDiarmid, A.M. 1999. The equine bicipital apparatus - review of anatomy, function, diagnostic investigative techniques and clinical conditions. *Equine Vet. Educ.*; 11:63-68.
 37. MacFadden, B.J. 1992. *Fossil Horses: Systematics, Paleobiology, and Evolution of the Family Equidae*. Cambridge University Press. Cambridge, England; UK.
 38. McGowan, C.M.; Goff, L.; Stubbs, N. 2007. *Animal physiotherapy assessment, treatment and rehabilitation of animals*. Blackwell Pub.; Oxford, UK
 39. McGuigan, M.P.; Wilson, A.M. 2003. The effect of gait and digital flexor muscle activation on limb compliance in the forelimb of the horse *Equus caballus*. *J. Exp. Biol.*; 206:1325-1336.
 40. Mehrle, F. 1923. Beitrag zur physiologie der sehnen und bander am unterfuss des pferdes. *Munch Tier. Wochenschr*; 77:345-348.
 41. Merkens, H.W.; Schamhardt, H.C.; Van Osch, G.J.; Van den Bogert, A.J. 1993. Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal trot. *E. Vet. J.*; 25:134-137.
 42. Minetti, A.E.; Ardigo, L.P.; Reinach, E.; Saibene, F. 1999. The relationship between mechanical work and energy expenditure of locomotion in horses. *J. Exp. Biol.*; 202:2329-2338.
 43. Monti, R.J.; Roy, R.R.; Zhong, H.; Edgerton, V.R. 2003. Mechanical properties of rat soleus aponeurosis and tendon during variable recruitment in situ. *J. Exp. Biol.*; 206:3437-3445.
 44. Nickel, R.; Schummer, A.; Seiferle, E.; Wilkens, H.; Wille, K.H.; Frewein, J. 1986. *The Anatomy of Domestic Animals*. Vol. 1. Verlag Parey, Berlin, Germany.
 45. Palmieri, G.; Panu, R.; Asole, A.; Farina, V.; Sanna, L.; Gabbi, C. 1986. Macroscopic organisation and sensitive innervation of the tendinous intersection and the lacertus fibrosus of the biceps brachii muscle in the ass and horse. *Arch. Anat Hist Embr.*; 69:73-82.

46. Payne, R.C.; Veenman, P.; Wilson, A.M. 2005. The role of the extrinsic thoracic limb muscles in equine locomotion. *J. Anat.*; 206:193–204.
47. Payne, R.C.; Hutchinson, J.R. ; Robilliard, J.J.; Smith, N.C.; Wilson, A.M. 2006. Functional specialisation of pelvic limb anatomy in horses (*Equus caballus*). *J. Anat.*; 206:557–574.
48. Pourcelot, P.; Audigié, F.; Lacroix, V.; Denoix, J.M.; Crevier-Denoix, N. 2002. A 3-D method to measure morphometrical data and standing conformation in horses. *Proc. J. Rech Equiné*, 28:137-148.
49. Riemersma, D., Van den Bogert, A., Jansen, M.; Schamhardt, H. 1996. Tendon strain in the forelimbs as a function of gait and ground characteristics and in vitro limb loading in ponies. *Equine Vet. J.*; 28:133-138.
50. Roberts, T.J.; Marsh, R.L.; Weyand, P.G.; Taylor, C.R. 1997. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science.*; 275:1113–1115.
51. Roberts, T.J. 2001. Muscle force and stress during running in dogs and wild turkeys. *Bull. Mus. Comp. Zool.*; 156:283–295.
52. Rooney, J.R.; Quddus, M.A.; Kingsbury, H.B. 1978. A laboratory investigation of the function of the stay apparatus of the equine foreleg. *J. Emu Med Surg*; 2:173-179.
53. Rooney, J. 1998. *The lame horse*. The Russel Meerdink Co.; Neena, WI, USA.
54. Sack, W.O. 1989. The stay apparatus of the horse's hind limb-explained. *Equine Prac.*; 11:31–35.
55. Sanchez, J. 2007. *Anatomía, fisiología y biomecánica aplicada del pié del caballo*. Plan docente de clínica quirúrgica Facultad de Veterinaria. Universidad de León, España.
56. Sandoval, J. 1998. Aparato locomotor. En: *Tratado de anatomía veterinaria*; ed Sandoval, J. Tomo II: Aparato Locomotor. 3ra ed. Ed Sorles, León, España.
57. Schuurman, S.O.; Kersten, w.; Weijs, W.A. 2003. The equine hind limb is actively stabilized during standing. *J. Anat.*; 4:355–362.
58. Schwarzbach, S.V.; Pagliosa, G.M.; Roscoe, M.P.; Silveira Alves, G.E. Ligamento suspensório da articulação

- metacarpo/metatarso falangianas nos eqüinos: aspectos evolutivos, anatômicos, histofisiológicos e das afecções. *Ciência Rural*; 38:1193-1198
59. Van Weeren, P.R.; Jansen, M.O.; Van den Bogert, A.J.; Barneveld, A. 1992. A kinematic and strain gauge study of the reciprocal apparatus in the equine hind limb. *J. Biomech.*; 25:1291-301.
60. Weller, R.; Pfau, T.; Babbage, D.; Brittin, E.; May, S.A.; Wilson, A.M.; 2006. Reliability of conformational measurements in the horse using a three-dimensional motion analysis system. *Equine Vet. J.*; 38:610-615.
61. Wilson, A.M.; McGuigan, M.P.; Su, A.; Van Den Bogert, A.J. 2001. Horses damp the spring in their step. *Nature* 414:895-899
62. Witte, T.H.; Knill, K.; Wilson, A.M. 2004. Determination of peak vertical ground reaction force from duty factor during field locomotion in the horse (*Equus caballus*). *J. Exp. Biol.*; 207: 3639–3648.

ANEXO I

1. ARQUITECTURA MUSCULAR

La arquitectura muscular se puede estudiar mediante tres técnicas distintas, 1) disecciones cadavéricas, aunque presenta el inconveniente de transpolar resultados al individuo vivo; observaciones por procedimientos de conservación de los mismos (Wickiewicz *et al.*, 1983; Martin *et al.*, 2001); 2) *in vivo* mediante resonancia magnética nuclear (RMN), método no invasivo e inocuo de utilidad para el cálculo del área de sección transversal (AST) y volumen de un grupo muscular (Scott *et al.*, 1993); 3) empleando ultrasonografía. Es la modalidad más empleada para el análisis de la arquitectura por ser no invasivo e inocuo. La ultrasonografía demostró ser válido y fiable para este propósito (Alegre, 2006). La principal desventaja es la necesidad de utilizar protocolos de medición estrictos para asegurar su reproducibilidad.

1.1 Variables de estudio en arquitectura muscular

Las principales variables que se estudian de la arquitectura muscular son la longitud de los fascículos, el ángulo de peneación, el grosor muscular, el área de sección transversal anatómica y el área de sección transversal fisiológica.

1.1.1. Longitud de los fascículos

Los estudios de la arquitectura muscular se realizan midiendo la longitud de los fascículos musculares mediante ultrasonografía. El motivo por el cual se estudian los fascículos responde a que las fibras musculares están conectadas en serie (Lieber *et al.*, 2000). Por este motivo la longitud de las fibras musculares y, por tanto de los fascículos, se relaciona proporcionalmente con la velocidad de acortamiento del músculo al que pertenecen (Wickiewicz *et al.*, 1983; Fukunaga *et al.*, 1992; Lieber *et al.*, 2000). Los músculos que contienen fascículos largos producen fuerza en un amplio rango de movimientos y a elevadas velocidades de contracción, pero el costo energético es elevado (Blazevich, 2006).

1.1.2. Ángulo de peneación

El ángulo de peneación posee dos definiciones. La primera se define como el ángulo entre los fascículos musculares y el eje mecánico del músculo (Scott *et al.*, 1993; Lieber *et al.*, 2000). La segunda definición establece que el ángulo de peneación es el ángulo de inserción de los fascículos musculares en las aponeurosis del músculo (Kawakami *et al.*, 1998). La segunda definición presentaría un problema para los músculos donde el tendón tiene una línea de acción distinta a la del eje mecánico del músculo. Sin embargo, se ha señalado que la influencia del ángulo de la aponeurosis en la transmisión de la fuerza de los fascículos al tendón es despreciable y, por ello, el ángulo fascículos-aponeurosis puede ser considerado como ángulo de peneación (Alexander y Vernon, 1975). Por ese motivo, en el presente libro de texto se considera el término ángulo de peneación como el ángulo de los fascículos con respecto a la aponeurosis del músculo.

Cuando el ángulo de peneación se incrementa se reduce la proporción de fuerza transmitida por las fibras directamente al tendón, siendo este efecto mínimo cuando el ángulo es moderado ($< 25^\circ$). Sin embargo, este ángulo incrementa la capacidad de generación de fuerza por tres motivos.

1) Para un mismo volumen muscular, un mayor ángulo de peneación permitirá tener una mayor área de sección fisiológica y en consecuencia, una mayor capacidad de generar fuerza (Fukunaga, *et al.*, 2001).

2) El ángulo de peneación probablemente incrementa la fuerza generada al permitir a las fibras trabajar cercanas a su estado de acortamiento óptimo. Las fibras en los músculos peneados rotan a la vez que se contraen (Muhl, 1982), por lo que el desplazamiento del tendón es mayor que el acortamiento individual de una fibra. De acuerdo a la relación longitud-tensión, hay una longitud óptima del sarcómero en la que la fibra produce la mayor cantidad de fuerza. Dado que la longitud óptima del sarcómero parece estar en longitudes en la que se genera la mayor fuerza, las fibras con menor capacidad de acortamiento para un determinado recorrido de tendón están, probablemente, más cerca de su capacidad óptima de generación de fuerza.

3) En los músculos peneados se produce una contracción más fuerte por la relación de las curvas fuerza-velocidad

y fuerza-longitud ya que éstos tienen una menor distancia de acortamiento al contar con fascículos de menor longitud.

1.1.3. Espesor muscular

El espesor muscular se define como la distancia perpendicular entre la aponeurosis superficial y la profunda (Maganaris, et al., 1998). Es una medida lineal obtenida generalmente de un corte obtenido por ultrasonografía. Esta variable se correlaciona significativamente con el área de sección transversal (AST o CSA por su sigla en inglés) (Akagi *et al.*, 2008), y ha sido ampliamente utilizada para registrar variaciones producidas por diferentes tipos de entrenamiento (Fukunaga *et al.*, 2001).

1.2 Área de sección transversal anatómica (ASTA)

El área de sección transversal anatómica es un corte perpendicular al eje mecánico de un músculo (ASTA). Debido a la relativa facilidad con la que se calcula y por ser un buen indicador del tamaño del músculo ha sido ampliamente utilizado especialmente midiéndose en varios lugares del músculo (Narici *et al.*, 1996) o en el sitio donde el AST es mayor (Bamman *et al.*, 2000). También ha sido utilizado como indicador de la máxima fuerza que puede generar un músculo, así como para medir su tensión específica (Fukunaga *et al.*, 2001, Narici *et al.*, 1996; Bamman *et al.*, 2000).

1.3. Área de sección transversal fisiológica (ASTF)

El área de sección transversal fisiológica (ASTF ó PCSA por su sigla en inglés) es el área resultante de un corte perpendicular a la dirección de todas las fibras que debido a su disposición paralela forman un músculo. El ASTF es igual al ASTA en los músculos rectos, pero no coinciden en los músculos con un ángulo de peneación distinto a cero. Esta variable arquitectónica muscular es directamente proporcional a la fuerza máxima generada por el músculo (Lieber *et al.*, 2000), aunque posee el inconveniente que no puede ser medido *in vivo* (Bamman *et al.*, 2000). EL ASTF es empleado para determinar la tensión específica de un músculo (Bamman *et al.*, 2000; Fukunaga *et al.*, 2001; Kawakami *et al.*, 2002) y se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$ASTF = V \cos \alpha / Lf$$

donde V es el volumen del músculo; α es el ángulo de peneación, y; Lf corresponde a la longitud del fascículo muscular. En la Tabla N° 2 se resumen la masa, volumen, longitud en reposo, sección área transversal fisiológica, estrés, tensión y cambio de longitud en los músculos del miembro pelviano

En las tablas N° 1 y 2 del presente Anexo se reúnen las características de la arquitectura muscular de los músculos extrínsecos del miembro torácico y de los músculos del miembro pelviano.

Tabla N° 1

Características de la arquitectura muscular de los músculos extrínsecos del miembro torácico del caballo

	Masa del músculo en (g)	Volumen (cm ³)	Long. de fascículo (mm)	R a n g e (mm)	A S T F (cm ²)	Fuerza (N)
Pectoralis transversus	1541	1434	200	115-280	77	2310
Pectoralis descendens	S/D	S/D	S/D	S/D	S/D	S/D
Pectoralis profundus	2837	2649	461	240-630	60	1800
Serratus ventralis cervicis	2101	1954	292	170-470	72	2160
Serratus ventralis thoracis	2991	2781	49	35-65	577	17310
Brachio-cephalicus y Omo-transversarius	2426	2349	693	170-995	62	1860
Subclavius	1303	1217	519	350-640	23	690
Trapezius	678	631	191	45-425	42	1260
Latissimus Dorsi	1828	1705	378	95-600	53	1590
Rhomboid cervicis	555	503	311	100-490	15	450

Rhomboid thoracis	433	409	139	50-160	24	720
-------------------	-----	-----	-----	--------	----	-----

La fuerza muscular se calculó suponiendo 0,3 MPa como la tensión máxima isométrica del músculo esquelético (Woledge *et al.*, 1985). S/D: sin datos. Payne *et al.*, 2004

Tabla N° 2

Características de la arquitectura muscular de los músculos extrínsecos del miembro torácico del caballo

Unidad músculo-tendinosa	Masa del músculo en(g)	Volumen cm ³	Long re-posito (mm)	ASTF (cm ²)	Es-tres (MPa)	Ten-sión (%)	Cam-bio lon-gitud (mm)
Psoas mayor	7,4	6,6	90	0,73	22,9	1,53	1,37
Glutaeus superficialis	14	12,5	90	1,39	13,0	0,87	0,78
Tensor fascia lata	34,2	30,5	227	1,35	31,2	2,08	4,72
Biceps femoris	106,8	95,4	100	9,54	9,2	0,61	0,61
Semimembranosus	11,9	10,6	105	1,01	31,5	2,10	2,21
Gracilis	15,4	13,6	114	1,21	33,5	2,23	2,55
Sartorius	5,3	4,7	104	0,46	7,9	0,53	0,55
Gastrocnemius	90,7	81	244	3,32	27	1,80	4,39
Flexor digitorum superficialis	188,9	168,7	748	2,25	55,5	3,70	27,68
Flexor digitorum medialis	56,7	50,6	409	1,24	5,3	0,35	1,45
Flexor digitorum lateralis	127	113,4	574	1,98	97,8	6,52	37,42
Tibialis caudalis	6,1	5,4	131	0,42	26,7	1,78	2,33

Tibialis cranialis	26,9	24	92	2,61	8,4	0,56	0,52
Extensor digitorum lateralis	21	18,8	308	0,61	12,8	0,85	2,63
Extensor digitorum longus	59,6	53,2	472	1,13	14,4	0,96	4,53
Peroneus tertius	64,3	57,4	362	1,59	-	-	-
Ligamento suspensorio	44,8	40	328	1,22	-	-	-

BIBLIOGRAFÍA DEL ANEXO I

1. Alegre, L.M. 2006. Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *J. Sports Sc.*; 24:501-508.
2. Akagi, R.; Kanehisa, H.; Kawakami, Y.; Fukunaga, T. 2008. Establishing a new index of muscle cross-sectional area and its relationship with isometric muscle strength. *J. Strength Cond. Res.*; 22:82-87.
3. Alexander, R.McN.; Vernon, A. 1975. The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *J. Human Mov. Studies*, 1:115-123.
4. Bamman, M.M.; Newcomer, B.R.; Larson-Meyer, D.E.; Weinsier, R.L.; Hunter, G.R. 2000. Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices. *Med. Sci. Sport Exerc.*; 32:1307-1313.
5. Blazeovich, A.J. 2006. Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. *Sports Med.*; 36:1003-1017
6. Fukunaga, T.; Roy, R.R.; Shellock, F.G.; Hodgson, J.A.; Day, M.K.; Lee, P.L.; Kwong-Fu, H.; Edgerton, V.R. 1992. Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J. Orthop. Res.*; 10:928-934.
7. Fukunaga, T.; Miyatani, M.; Tachi, M.; Kouzaki, M.; Kawakami, Y.; Kanehisa, H.M. 2001. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol. Scand.*; 172:249-255

8. Kawakami, Y.; Ichinose, Y.; Fukunaga, T. 1998. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J. Appl. Physiol.*; 85:398-404
9. Kawakami, Y.; Muraoka, T.; Ito, S.; Kanehisa, H.; Fukunaga, T. 2002. In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J. Physiol.*; 540:635-646.
10. Lieber, R.L.; Friden, J. 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, 23:1647-1666.
11. Scott, S.H.; Engstrom, C.M.; Loeb, G.E. 1993. Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging. *J. Anat.*; 182:249-257.
12. Maganaris, C.N.; Baltzopoulos, V.; Sargeant, A.J. 1998. In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J. Physiol.*; 512:603-614.
13. Martin, D.C.; Medri, M.K.; Chow, R.S.; Oxorn, V.; Leekam, R.N.; Agur, A.M.; McKee, N.H. 2001. Comparing human skeletal muscle architectural parameters of cadavers with in vivo ultrasonographic measurements. *J. Anat.*; 199:429-434
14. Muhl, Z.F. 1982. Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fiber lengthening. *J. Morphol.*; 173:285-92.
15. Narici, M.V.; Hoppeler, H.; Kayser, B.; Landoni, L.; Claassen, H.; C. Gavardi, C.; Conti, M.; Cerretelli, P. 1996. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months training. *Acta Physiol. Scand.*; 157:175-186.
16. Payne, R.C.; Veenman, P.; Wilson, A.M. 2004. The role of the extrinsic thoracic limb muscles in equine locomotion. *J Anat.*; 205:479-490.
17. Wickiewicz, T.L.; Roy, R.R.; Powell, P.L.; Edgerton, V.R. 1983. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin. Orthop. Relat. Res.*; 179:275-283.
18. Woledge, R.C.; Curtin, N.A.; Homsher, E. 1985. Energetic aspects of muscle contraction. *Monogr. Physiol. Soc.*; 41:1-357.

Capítulo **2**

BIOMECÁNICA DE LA LOCOMOCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

El adecuado desempeño deportivo del caballo en buena medida responde a la óptima ejecución de los andares requeridos en la competencia ecuestre. Cada disciplina requiere andares específicos que el caballo debe ejecutar a la perfección.

El estudio y análisis del andar permite al veterinario conocer los detalles del movimiento del caballo con el objeto de establecer alteraciones y proponer correcciones.

Las injurias traumáticas que recaen en el aparato locomotor y en particular sobre los miembros, generan dolor y claudicación que llevan al fracaso deportivo del caballo.

En este capítulo se hará una revisión de los principios biomecánicos de la locomoción.

En primer lugar se analiza la locomoción, su ejecución, los principios físicos intervinientes, y el estudio de los andares tradicionales.

2. BALANCE Y CENTRO DE GRAVEDAD

Para que un caballo ejecute en forma adecuada la locomoción y por consiguiente la actividad deportiva, debe hallarse en óptimas condiciones de balance o equilibrio. El estado de equilibrio implica que las fuerzas que actúan sobre el cuerpo se distribuyen uniformemente. Resulta obvio que el equilibrio varía sustancialmente en consonancia con la actividad que se encuentra desempeñando un caballo. Cuando un equino se encuentra en estación, se halla en equilibrio estático, y cuando está en movimiento, se halla en equilibrio dinámico (Rooney, 1998).

Por razones mecánicas, se considera que el peso corporal del caballo se concentra en un simple punto, el centro de gravedad o centro de masa. (Rooney, 1998). El peso de un cuerpo actúa a través del centro de gravedad. El centro de gravedad es empleado por diversos autores como centro de

masa. Considerando que ambos son sinónimos utilizaremos el término centro de gravedad (CG).

El CG es un punto en el que la masa de un cuerpo se concentra y alrededor del cual su peso es igual en todos los lados opuestos y equidistantes (Clayton, 2006). En tanto Pfau *et al.*, (2006) define al CG de un animal como el punto interno o externo del cuerpo donde se considera que se concentra toda la masa del caballo. En consecuencia, el cuerpo se encontrará en equilibrio si se encuentra soportado por una fuerza vertical que pasa por el CG o suspendido de un punto en la vertical del CG (Figura N° II-1). Ésta es la base para dos métodos de localización del CG un cuerpo: el método de apoyo y el método de suspensión (Rooney, 1998).

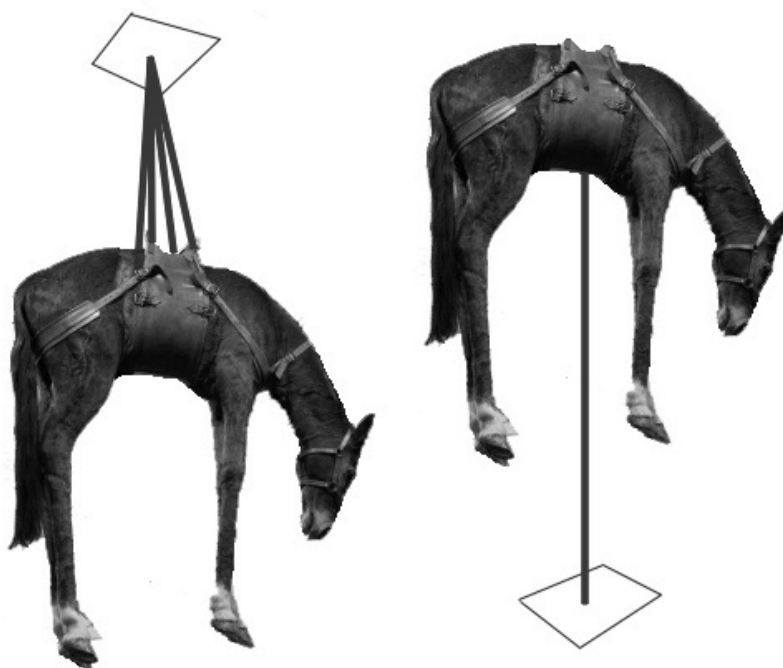


FIGURA N° II-1. Ejemplo de localización del centro de gravedad por el método de suspensión (izq.); y por el método del apoyo (der) en una mula.

El CG posee relevancia para la locomoción, pues de acuerdo a cómo éste se desplace o la forma que el caballo provoque su desplazamiento se producirá la locomoción y con ella los distintos andares.

2.1. Centro de gravedad en el caballo

Cuando el caballo se encuentra en estación su CG se localiza justo por debajo de una línea imaginaria que une al tubérculo mayor del húmero con la tuberosidad isquiática (*tuber ischium*), a nivel de la 14^o costilla (Figura N° II-2).



FIGURA N° II-2. Localización del centro de gravedad en el caballo.
Fuente propia

La ubicación precisa del CG de un caballo cambia ligeramente de acuerdo con la orientación de sus segmentos corporales. Por ejemplo, la cabeza y el cuello tienen un efecto relativamente importante como resultado de su gran masa. La cabeza aporta cerca del 4% de la masa corporal, y el cuello aproximadamente el 6% (Buchner et al., 2001).

Cuando un caballo está de pie con la cabeza y el cuello en una posición neutral, el CG está más cerca de sus extremidades anteriores que de sus miembros posteriores. En consecuencia, los miembros torácicos soportan aproximadamente el 58% del

peso corporal, mientras que los posteriores reciben alrededor del 42%. Cuando un caballo extiende la cabeza y el cuello hacia adelante su CG se mueve hacia adelante y el 60% por ciento de su peso se desplaza a las extremidades torácicas. Cuando su cuello se retracta, el CG se mueve hacia atrás de modo que las extremidades delanteras soportan el 56% del peso corporal. Si el caballo levanta la cabeza sin desplazar al CG hacia adelante o atrás, éste se mueve hacia arriba, pero la distribución del peso sobre los miembros no cambia. Debido a que el cuello y cabeza representan el 10% de su masa, el cuerpo se mueve una décima parte de la distancia de la cabeza y del cuello respecto al CG. Por ejemplo, si un caballo estira su cabeza y cuello, se mueven hacia adelante una distancia de 10 centímetros, el CG se mueve hacia adelante aproximadamente 1 cm (Vorstenbosch *et al.*, 1997; Buchner *et al.*, 2001; Clayton y Sha, 2006).

Por lo tanto, los cambios de posición de la cabeza y el cuello durante la locomoción están asociados con movimientos relativamente pequeños del CG del caballo y cambios muy pequeños en la distribución del peso entre los miembros anteriores y posteriores (Vorstenbosch *et al.*, 1997; Buchner *et al.*, 2001; Clayton y Sha, 2006).

2.1.1. Equilibrio estático

Los principios del equilibrio estático se aplican cuando el caballo se halla en estación. En este caso se dice que se encuentra en equilibrio cuando el CG es vertical a su base de sustentación (BS) y la línea de gravedad cae por dentro del perímetro de la base.

Cuando el caballo está bien parado, la BS posee forma cuadrangular (Figura N° II-3). Esa forma puede cambiar como sucede en los animales cuyos pechos son muy anchos. Si en la misma posición debe elevar uno de los miembros, tal como sucede cuando se lo herra, los puntos de contacto con el piso pasan a ser tres y el perímetro cambia su forma a triangular disminuyendo prácticamente a la mitad la superficie de la BS. También puede poseer forma lineal cuando hay apoyo bipedal, o reducirse al tamaño de un casco, o unipedal (Figura N° 2-3). Cuando el caballo está en una fase aérea o de suspensión, no hay contacto con el suelo y por consiguiente no posee BS (Clayton, 2002).

El caballo puede ampliar su BS separando los miembros y así incrementar la estabilidad. Ésta es una forma que tiene el animal para mantener el equilibrio. Por ejemplo como sucede durante los transportes en autoboxes o en presencia de enfermedades neurológicas y así evitar caídas.

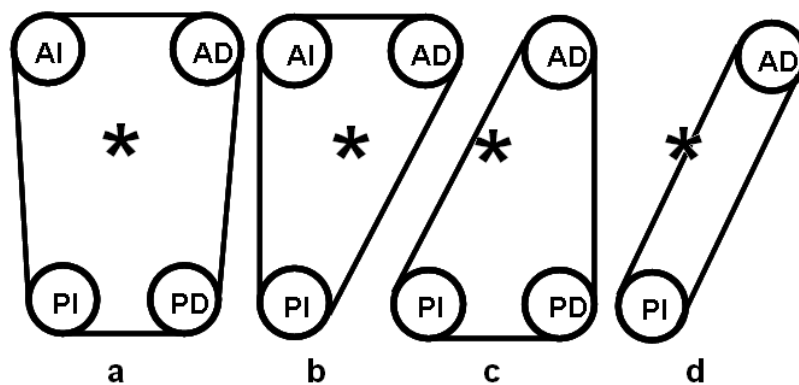


FIGURA Nº II-3. Distintas formas que adquiere la base de sustentación y relación que posee con el centro de gravedad señalado con el *. a) Base de sustentación del caballo en estacion; b y c) base de sustentación en posición tripedal como sucede en distintas fases de los andares del paso y galope; d) base de sustentación en posición diagonal tal como sucede en el andar del trote. AI: casco anterior izquierdo; AD: casco anterior derecho; PI: casco posterior izquierdo; PD: casco posterior derecho. Imagen modificada de Clayton (2002).

El peso y altura del caballo también influyen sobre la base de sustentación. En general, un caballo más pesado es más estable que su homólogo más ligero, ya que se necesita más fuerza para desplazar un cuerpo más pesado. Para los caballos de igual peso, la estabilidad es mayor cuando el CG es más bajo, más próximo al suelo. Es más estable porque el cuerpo debe ser trasladado a través de un ángulo mayor antes de que la línea de gravedad caiga por fuera de la BS (Clayton, 2005a).

Si el CG se mueve fuera de la BS las condiciones del equilibrio estático ya no se cumplen y consecuentemente el caballo se caería hacia el CG. Hasta que hace un nuevo contacto con el suelo u otra superficie rígida, lo que le permite restablecer una situación de equilibrio. Esta situación se puede comprobar cuando el veterinario levanta uno de los miembros anteriores, el

caballo se desequilibra y se desplaza ligeramente hasta que reestablece nuevamente su equilibrio (Clayton, 2005a).

2.1.1.1. Conformación física y estabilidad

En el reino animal, algunas especies están adaptadas para la estabilidad, mientras que otros muestran características conformacionales en consonancia con la necesidad de maniobrabilidad. Las especies más estables son aquellas que tienen los miembros cortos y cuerpo pesado con el CG central dentro de una gran base de sustentación, como el rinoceronte negro (*Diceros bicornis*). En tanto la combinación de miembros largos y un cuerpo esbelto, como la gacela (*Gazella spp.*), aumenta la maniobrabilidad (Clayton, 2005b).

La maniobrabilidad es la capacidad de cambio rápido y controlado en velocidad y dirección (Hildebrand, 1987). Maniobrabilidad y estabilidad son dos condiciones opuestas y a la vez esenciales para los corredores.

Los caballos ocupan una posición intermedia en esta escala, con características conformacionales adaptadas tanto para el equilibrio como para la maniobrabilidad (Figura N° II-4). Dentro de la especie equina existen diferencias entre las razas y entre individuos más o menos adecuados para deportes u ocupaciones. Por ejemplo, un caballo de tiro tiene una gran masa, miembros cortos y una amplia BS en relación con su altura. Estas características favorecen la estabilidad a costa de la maniobrabilidad. Por otra parte, un caballo pura sangre de carrera (SPC) es más ligero en peso, más alto en relación con su masa y tiene una BS relativamente estrecha. Incluso dentro de la misma raza, linajes diferentes pueden ser adaptados para ciertos deportes o actividades (Hildebrand, 1987).



FIGURA N° II-4. Ejemplo de maniobrabilidad y desplazamiento del centro de gravedad en un caballo de polo durante un partido. Fuente propia.

2.1.2. Estabilidad dinámica

Durante la locomoción el CG del caballo se encuentra continuamente en movimiento dentro de su BS, que además varía constantemente (Figura N° II-5).

Clayton (2005b) sostiene que la locomoción es el resultado de la pérdida de equilibrio que inmediatamente es re-establecida por la acción de miembro que le continúa para re-establecer una nueva BS y atrapar al cuerpo del caballo antes de que caiga.

Para ello, la locomoción requiere de tres fuerzas que actúan para iniciarla y mantenerla.

- a. La contracción muscular provoca que los cascos empujen contra el suelo y muevan al caballo.
- b. El *momentum*⁵ tiende a mantener al cuerpo viajando en su dirección.

5 *Momentum*: del latín, movimiento. Término utilizado por Isaac Newton para explicar la segunda ley homónima. Consultar con el glosario de términos en este capítulo

c. La gravedad tracciona al caballo hacia abajo. Cuando el CG se encuentra fuera de la base de apoyo, el cuerpo del caballo desciende bajo la influencia de la gravedad continuamente.

Como el CG se mueve sobre la BS hay veces en que se encuentra fuera de la base de apoyo, y permite que la gravedad mueva el cuerpo del caballo hacia abajo. La extremidad siguiente hace contacto con el suelo y es el primer motivo de descenso del cuerpo y luego se levanta de nuevo. Estos movimientos de recuperación deben ser rápidos y precisos, para que una nueva base de sustentación se establezca antes de que el cuerpo gane demasiada velocidad hacia abajo, lo que daría lugar a una pérdida de control sobre el movimiento de caída.

2.1.3. Incremento de la velocidad sobre la locomoción

Como regla general, cuanto más rápido se mueve un caballo, más se basa en el impulso⁶ hacia delante para mantener el avance. En el galope extendido el caballo se mueve hacia adelante bajo la influencia del impulso y en cada nuevo contacto de los cascos con el suelo elevan el cuerpo para generar propulsión y mantener el impulso. De esta forma el caballo no se cae porque es "salvado" por cada nuevo contacto de los cascos con el suelo.

⁶ Impulso: término empleado por Isaac Newton en la explicación de su segunda ley. Consultar con el glosario de términos empleados en este capítulo.



FIGURA N° II-5. Equilibrio dinámico de caballo de polo en competencia. Desplazamiento hacia adelante del equino (arriba). Desplazamiento lateral con apoyo de miembro pelviano derecho (abajo). Fuente propia

Cuando un caballo se desplaza lentamente debe establecer una BS amplia para mantener el equilibrio. Para comprender la situación se puede hacer la comparación cuando alguien se desplaza muy lentamente en bicicleta. En esa situación, la bicicleta comienza a tambalearse y si el ciclista intuye que puede perder el equilibrio y caerse podrá reaccionar apoyando un pie y ampliar su BS. Lo mismo le sucede a un caballo. El equino aumenta su BS manteniendo sus cascos en el piso por un tiempo prolongando (Pilliner *et al.*, 2002).

Otra forma que el caballo puede compensar una tendencia a perder el equilibrio en los aires de baja velocidad es utilizar la fuerza muscular. Lo hace empujando contra el suelo de tal manera que se opone a la tendencia a caer y restaura el CG dentro de la BS. Al igual que los atletas humanos, algunos caballos son intrínsecamente mejores para mantener el equilibrio en situaciones difíciles o bien recuperar el equilibrio después que éste se haya alterado.

3. LOCOMOCIÓN

La locomoción es consecuencia de la estabilidad dinámica en movimiento por el cual un animal se traslada de un sitio a otro. Es una acción que se ejecuta mediante la repetición del mismo movimiento cíclico. Para que este proceso cíclico se lleve a cabo, se sugirió la existencia de un sistema específico neural generador de patrones ubicado en la médula espinal que contribuye a la generación automática del comando motor cíclico (Kojima *et al.*, 1998; Dimitrijevic *et al.*, 1998). La marcha es el resultado de la interacción de los movimientos de los miembros que surge como consecuencia de la dinámica músculo esquelética, el generador del patrón de marcha, la modulación del sistema neuronal supra espinal y la modulación aferente (Abbas *et al.*, 2000). Estas múltiples modulaciones inducen distintas variabilidades en el sistema locomotor neuromuscular (SNM) denominados patrones de marcha, aires y/o andares.

Para abordar este tema es menester establecer y definir la terminología a utilizarse. El vocablo "paso" puede tener al menos tres acepciones y a los efectos de no generar confusiones en el uso del mismo en esas páginas los definiremos y estableceremos los sinónimos.

En primer término definiremos como zancada, tranco o paso al ciclo completo del movimiento de un miembro (Rooney, 1998) y constituye la unidad de la locomoción. En estas mismas páginas utilizaremos la palabra “paso” para designar a uno de los andares. Para no confundir el uso de los términos emplearemos las palabras zancada y tranco para referirnos al paso que ejecuta un miembro; y emplearemos la palabra paso para hacer referencia al aire de marcha o andar.

Para realizar una zancada el caballo requiere ejecutar en forma cíclica los movimientos de protracción y retracción del miembro. El movimiento de protracción genera un movimiento de balanceo o elevación, período en el cual el miembro se encuentra en el aire. A la protracción le sigue la retracción, durante la cual se lleva a cabo el apoyo del miembro en el suelo y se lleva a cabo del avance del caballo.

3.1. Protracción del miembro torácico

Protracción es el término con el que se designa la acción de llevar al miembro hacia adelante. Es un proceso cíclico que provoca que el casco abandone el suelo cuando finaliza la zancada. Para realizar la protracción el caballo debe balancear el miembro hacia adelante para alcanzar la posición para ejecutar la nueva zancada y comenzar el nuevo ciclo (Rooney, 1998).

Para que se realice la protracción interviene un conjunto de músculos que se contraen y relajan en forma coordinada (Tabla N° 1). Los músculos que mayor relevancia poseen en la protracción son el m. braquiocefálico, y el m. serrato. El músculo braquiocefálico (*m. braquicefalicus*) protrae al miembro al mismo tiempo que el m. serrato ventral (*m. serratus ventralis*) se somete a una maniobra compleja. El músculo serrato ventral, conformado por una porción torácica (*m. serratus ventralis thoracis*) y otra cervical (*m. serratus ventralis cervicis*), mantiene unido al miembro anterior con el tórax. Ambos músculos, derecho e izquierdo, conforman un soporte que permite que el tórax cuelgue entre los dos miembros torácicos. Cuando el m. braquiocefálico protrae al miembro, la porción torácica del m. serrato ventral también se contrae traccionando hacia abajo y atrás al extremo superior de la escápula. Mientras que el centro de rotación de la protracción del miembro se localiza en inmediaciones del hombro. La acción del m. serrato ventral

sobre la escápula consiste en provocar la extensión del miembro llevando al húmero hacia adelante (protracción). Seguidamente el caballo balancea al miembro hacia delante con el fin de conseguir la posición para el siguiente paso y da comienzo la siguiente fase de apoyo o soporte del peso con el pie en el suelo, mientras que un número de músculos coopera para lograr esta prolongación (Rooney, 1998).

El centro de rotación es de importancia en la protracción. Se localiza cerca de la cabeza humeral donde el músculo pectoral se inserta en el húmero. Los músculos pectorales forman un eje que se extiende desde el pecho al centro de rotación, haciendo que el miembro anterior rote sobre el eje. Una particularidad de la locomoción es la conversión de un movimiento rotatorio en uno rectilíneo aproximadamente paralelo con el suelo.

Tabla N° 1

Función de los músculos extrínsecos del miembro torácico en la funciones de abducción/aducción, protracción, retracción y antigravedad

	Aducción/ abducción	Protracción	Retracción	Antigra- vedad
Pectoralis transversus	+++	+	-	-
Pectoralis descendens	S/D	S/D	S/D	S/D
Pectoralis profundus	+++	-	+	-
Serratus ventralis cervicis	-	-	+	+
Serratus ventralis thoracis	-	+	-	+++
Brachiocephalicus y Omo- transversarius	-	+++	-	-
Subclavius	+	-	+	-
Trapezius	+	+	+	-

Latissimus Dorsi	-	-	+++	-
Rhomboid cervicis	+	+	-	-
Rhomboid thoracis	+	-	+	-

Los símbolos +++ indican función primaria; +, función secundaria; -, no contribuye con la función en particular. S/D, sin datos. Payne *et al.*, 2004.

Conforme el miembro se adelanta el carpo se flexiona y el balanceo produce alargamiento del miembro y de esta manera se reduce la longitud efectiva. El acortamiento del miembro flexionando reduce el trabajo requerido para avanzar. En términos mecánicos, esto se conoce como reducción del momento de inercia del miembro.

La acción de adecuar al miembro para impactar al suelo en la desaceleración se realiza en forma pasiva gracias a la interconexión del *lacertus fibrosus* con el ECR (Wilson *et al.*, 2003). En el impacto las articulaciones del carpo y metacarpofalangeana deben mantenerse extendidas para permitir la carga pasiva en los tendones de los músculos flexor digital superficial (FDL) y flexor digital profundo y el ligamento suspensorio. Los músculos extensor digital común (EDC) y extensor digital largo (EDL) son los únicos músculos que pueden extender al carpo y nudo y por ello se mantienen activos en la fase tardía del apoyo y fase temprana del balanceo. La ausencia de un momento extensor durante la fase temprana del apoyo provocaría flexión inapropiada. Ésta es causa de lesión severa de los tendones de los músculos EDC y LDE y carpo radial (MCP). Los caballos con los tendones lesionados pueden aprender a acelerar sus miembros para permitir flexión en el apoyo temprano (Mespouilhès-Rivière *et al.*, 2008), pero es claramente más ventajoso para el animal activar los músculos extensores y extender el miembro. La co-contracción de los músculos distales del miembro posibilita la posición del miembro en la fase tardía del vuelo, estabiliza al miembro en el momento del impacto del casco y previene la flexión del nudo y carpo en el apoyo tardío (Wilson *et al.*, 2003).

Hoyt *et al.* (2002) informaron que la duración de la pro-tracción fue significativamente prolongada cuando los caballos

trotaron sobre una superficie inclinada de 10%. No obstante, Parsons *et al.*, (2008) establecieron que existe reducción en la duración de la protracción de los miembros torácicos y pelvianos cuando galopan a una velocidad de 11 m s^{-1} en plano inclinado. La protracción está estrechamente relacionada con propiedades pasivas de las extremidades en lugar de trabajo muscular (Heglund *et al.*, 1982; Kram *et al.*, 1990; Wilson *et al.*, 2003), aunque algo de acción muscular se requiere para hacer pivotar cada pierna hacia adelante para iniciar el siguiente paso (Kram, 2000). Los caballos no pueden alcanzar la energía requerida para alcanzar la potencia necesaria para la protracción rápida sólo con la contracción muscular (Wilson *et al.*, 2003). El músculo bíceps braquial cumple un rol de "catapulta" merced al *lacertus fibrosus*. Éste es un mecanismo descrito en detalle para el miembro anterior y que se sospecha de un mecanismo similar para el miembro posterior (Wilson *et al.*, 2003). Los cambios en la cinemática de las extremidades durante el galope inclinado resultan en un aumento de energía que se almacena en el interior del mecanismo de "catapulta" y así dan lugar a la reducción de la protracción.

3.2. Retracción del miembro torácico

Con el miembro completamente protraído, el *m. serratus ventralis cervicis* se contrae mientras que la porción torácica del mismo músculo se relaja. El *m. braquiocefálico* también se relaja a la vez que su recíproco, el *m. latissimus dorsi* se contrae. El miembro comienza a elevarse hacia atrás, en un movimiento denominado retracción.

Luego del balanceo del miembro hacia adelante, el casco impacta en el suelo. El pie ahora está apoyando en el suelo mientras que el cuerpo se mueve hacia adelante sobre el pie. Es de suma importancia que el pie y miembro se balanceen hacia atrás. El impulso o *momentum* hacia atrás del miembro y el pie se iguala con el *momentum* de avance del cuerpo, ambos impulsos se neutralizan. Esto significa que el impulso experimentado por el pie y el miembro en el momento del impacto con el suelo es vertical no es horizontal. De esta forma se simplifica la tarea del miembro al ajustar el peso corporal al momento del impacto en una dimensión (Rooney, 1998).

3.3. Protracción del miembro pelviano

Los músculos protractores del miembro pelviano que cruzan la región craneal del miembro pelviano: *psoas major*, *psoas minor*, *iliacus* y *rectus femoris* no son más grandes de tamaño relativo que los músculos extensores de la cadera. La arquitectura de este grupo muscular (protractores) no es capaz de producir grandes fuerzas o contracciones poderosas.

Aunque los mecanismos subyacentes de protracción del miembro pelviano aún no han sido determinados, los registros electromiográficos sugieren que la protracción se inicia cuando finaliza el apoyo del pie mediante acortamiento de los músculos flexores de la cadera (Tokuriki y Aoki, 1995). La oscilación del miembro se mantiene gracias al retroceso pasivo de las estructuras elásticas tales como la aponeurosis del m. tensor de la fascia lata (Tokuriki y Aoki, 1995) y el aparato recíproco (*m. flexor digitalis superficialis* (FDS) y *peroneus tertius* (Wentink, 1978)). Este sistema que combina la actividad iniciada por músculos relativamente pequeños (con pequeño ASTF⁷) provocaría el retroceso elástico pasivo suficiente de los tendones para producir protracción del miembro (Payne *et al.*, 2005).

4. EJECUCIÓN DEL PASO O ZANCADA

De acuerdo a lo expuesto, durante la protracción el miembro se encuentra elevado respecto al suelo cumpliendo un movimiento de balanceo; y en la retracción el miembro se encuentra apoyando al pie. Por tal motivo, el paso zancada y/o tranco posee dos fases bien definidas: fase de apoyo, y fase de elevación o balanceo. Es un proceso cíclico y como tal en qué momento se comienza a describirlo es indistinto. A pesar de ello se acostumbra a hacerlo por la fase de apoyo.

La fase de apoyo comienza en el momento en que contacta el casco con el piso, mientras que la fase de elevación se inicia cuando el casco abandona el suelo y concluye cuando el pie contacta nuevamente con el piso (Clayton, 2002; Lightowler *et al.*, 2003; Stashak, 2003).

Durante la fase de elevación un equino bien balanceado desplaza el miembro formando un arco cuyo centro lo define el miembro contralateral que se encuentra en fase de apoyo en

7 Por mayor información de ASTF el lector puede consultar el apéndice del capítulo II del presente texto

posición vertical. Esta vertical divide al arco en dos hemiarcos similares. Los hemiarcos delimitan a la fase posterior y anterior del apoyo. La fase posterior se describe desde el momento de despegue del casco desde el suelo hasta alcanzar la vertical del miembro contralateral. La fase anterior se extiende desde la culminación de la fase posterior hasta el momento que el casco contacta el suelo en un punto por delante del miembro contralateral (Figura N° II-6) (Lightowler *et al*, 2003).

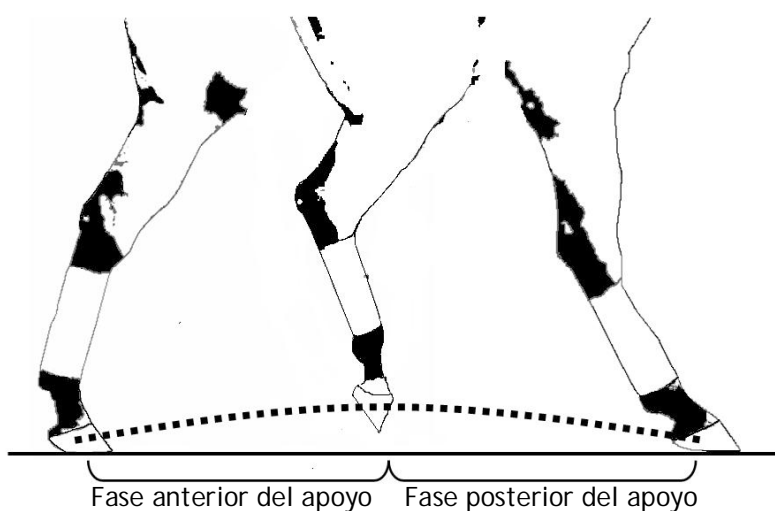


FIGURA N° II-6. Representación del arco que describe el miembro durante la fase de elevación y la división del mismo. En la ilustración no consta el miembro contralateral en fase de apoyo. Fuente propia.

La fase de apoyo se divide en tres subfases. En la primera subfase el miembro se halla por delante de la línea de aplomo con el nudo aún elevado. Este momento dura hasta alcanzar la línea de aplomo. En la segunda subfase el miembro pasa por la vertical y se produce el descenso máximo de la articulación del nudo y dura hasta que queda ligeramente por detrás de la línea del aplomo (Figura N° II-7). Durante el apoyo medio, el m. bíceps braquial se mantiene activo independientemente de la marcha, mientras que los músculos braquial (*m. brachialis*) y las cabezas lateral y larga del tríceps braquial (*m. triceps brachii*) se activaron antes que la pezuña impacte el suelo durante la primera

mitad de la postura (Hoyt *et al.*, 2005). Durante la tercer subfase el miembro se desplaza por detrás de la línea del aplomo y finaliza cuando el casco comienza a abandonar el suelo e inicia la fase de elevación (Lightowler *et al.*, 2003). Antes que se produzca la proyección los tendones flexores y ligamento suspensorio almacenan en la modalidad de energía elástica al menos $0,03 \text{ Jkg}^{-1}$ de masa corporal (Harrison *et al.*, 2010).

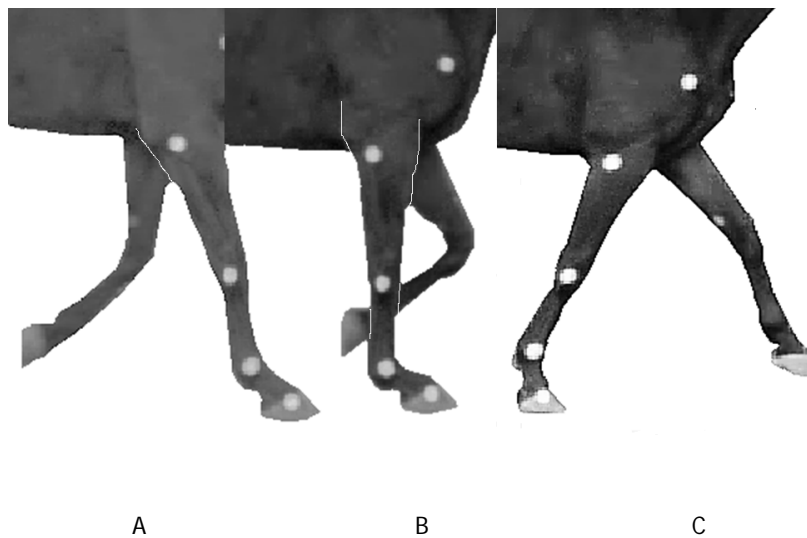


FIGURA N° II-7. Fase de apoyo durante la ejecución de una zancada. A) primera subfase; B) segunda subfase; C) tercer subfase ó rollover. Fuente propia.

Los músculos supraespinoso (*m. supraspinatus*) e infraespinoso (*m. infraspinatus*) se mantienen activos desde la primera a la segunda subfase del apoyo y se desactivan en la tercer subfase. Estas actividades musculares demostraron su actividad por electromiografía en los aires de paso, trote y galope (Aoki *et al.*, 1984; Harrison *et al.*, 2012).

La duración de cada una de las fases varía con el aire que se encuentra realizando el caballo y la superficie sobre el que lo realiza. Harrison *et al.*, (2012) determinó la duración de ambas fases al paso y trote sobre pista y cinta; y al galope sobre cinta (Tabla N° 2).

Durante la fase de apoyo el *momentum* predominante en todas las articulaciones del miembro torácico se encuentra en el aspecto palmar de las articulaciones a excepción del hombro. La totalidad del miembro torácico absorbe energía tanto en las fases de apoyo como en la fase de elevación. El codo es la única articulación que genera energía neta que se utiliza para mantener a la extremidad en extensión en la fase de apoyo temprano a la vez que el miembro opuesto describe el arco de vuelo. Con el carpo alineado el miembro es un puntal de apoyo pero no juega un papel importante en la absorción de energía.

El nudo almacena y libera energía elástica proveniente de la deformación provocada por el apoyo. La articulación interfalángica distal actúa como amortiguador de energía durante la fase de apoyo con una pequeña generación de energía en el momento en que el casco despegga del suelo o breakover⁸ (Clayton *et al.*, 2000)

Tabla N° 2.

Tiempo de duración de las fases de apoyo y elevación en los aires de paso, trote y galope en pista y cinta de trabajo

Aire	Apoyo	Vuelo
(P) Paso	0,74±0,02	0,44±,01
(P) Trote	0,29±0,02	0,39±0,01
(C) Paso	0,75±0,02	0,44±0,01
(C) Trote	0,33±0,00	0,40±0,02
(C) Galope reunido	0,16±0,00	0,37±0,02

Los datos son medias ± d.s. (P): pista; (C): cinta de trabajo. Harrison *et al.*, 2012

5. LA LOCOMOCIÓN UN EJEMPLO DE AHORRO DE ENERGÍA

Como se mencionara en estas páginas, uno de los pilares de la adaptación evolutiva del caballo fue la especialización del aparato locomotor para recorrer largas distancias empleando

⁸ Breakover: término comúnmente empleado para designar el preciso momento en que el casco se despegga del suelo y da comienzo a la fase de elevación.

distintas velocidades. Para tal fin el caballo desarrolló adaptación para ahorrar energía proveniente del consumo metabólico para las distintas velocidades de cada andar. Para desplazarse según las velocidades, el caballo recurre a dos fundamentos físicos para optimizar la energía metabólica requerida por los músculos para ejecutar el trabajo muscular. El primer principio físico se sustenta en la denominada “marcha pendular” o modelo del péndulo invertido. Bajo este modelo la energía se conserva a través del intercambio pendular de energías cinética y potencial que describe el miembro cuando se halla en la fase de apoyo (Cavagna *et al.*, 1977; Dickinson *et al.*, 2000). Gracias al péndulo invertido los requisitos de energía mecánica se reducen en el orden del 70% (Cavagna *et al.*, 1977; Heglund *et al.*, 1982; Willems *et al.*, 1995). El segundo responde al principio del brazo de resorte dando sustento científico a la función mecánica de los tendones capaces de almacenar y liberar energía elástica. Este mecanismo observado en los andares veloces genera estímulos de energía mecánica que se minimizan e incluso evitan (Pfau *et al.*, 2006).

5.1. Modelo del péndulo invertido

Los investigadores de la biomecánica en los animales establecieron que los vertebrados cuando caminan lo hacen siguiendo el concepto de “marcha pendular”. Cuando el caballo camina, la zancada que realiza cada uno de los miembros se ajusta al denominado modelo del péndulo invertido.

En el animal, los elementos que constituyen el péndulo son los miembros que se comportan como puntales rígidos, mientras que el CG (el péndulo) describe un arco durante el desplazamiento del caballo (Cavagna *et al.*, 1963, 1976, 1977; Alexander, 1988, 1991). El movimiento del péndulo invertido está regido por la gravedad y la longitud del miembro (Alexander, 1977). El péndulo requiere de la existencia de una articulación en la parte inferior de la pierna, que contribuye a mantener al péndulo en posición vertical (Figura N° 2-8).

Cuando el caballo avanza al paso, lo hace desituando el CG hacia adelante. Para ello genera la energía necesaria para provocar el movimiento del CG hasta alcanzar la vertical, energía cinética (E_c), donde se neutraliza. La siguiente fase (ángulo θ) y por el efecto de la energía gravitacional (E_g) provoca

que la masa y el CG se vuelque en el sentido de desplazamiento (Griffin *et al.*, 2004b) (Figura N° II-9) posibilitando el avance.

La fase regulada por la gravedad ejerce una fuerza cuyo componente perpendicular (F_{perp}) se puede expresar en la ecuación:

$$F_{perp} = + Mg \sin \theta$$

donde F_{perp} es la componente perpendicular de la fuerza de la gravedad (g) sobre el miembro y M es la masa en el extremo del miembro multiplicada por el seno del ángulo θ . La fuerza es positiva, por lo que la gravedad tiende a hacer que el extremo del péndulo invertido se vuelque como es de esperar en el sentido de avance.

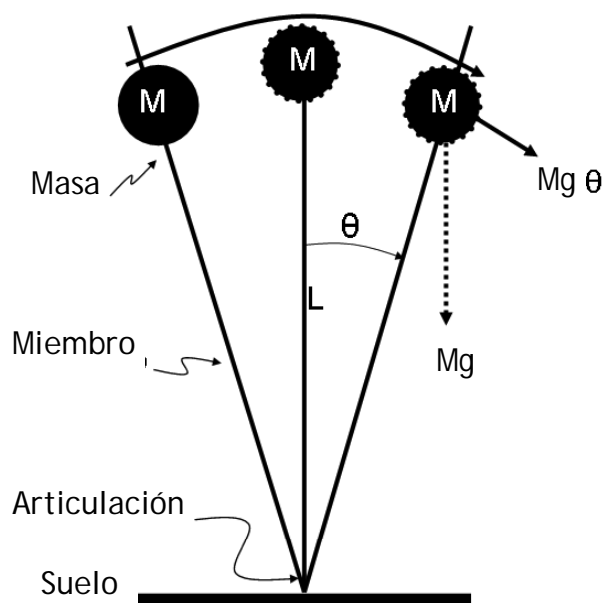


FIGURA N° II-8. Gráfico ilustrativo del modelo del péndulo invertido aplicado a un miembro con desplazamiento de la masa de izquierda a derecha según sentido de la flecha. M: masa; L: longitud del miembro; θ : ángulo del péndulo; g: gravedad; Mg: fuerza de gravedad; $mg \sin \theta$: fuerza aplicada al péndulo que causa el movimiento. Adaptado de Cavagna *et al.*, 1963, 1976, 1977).

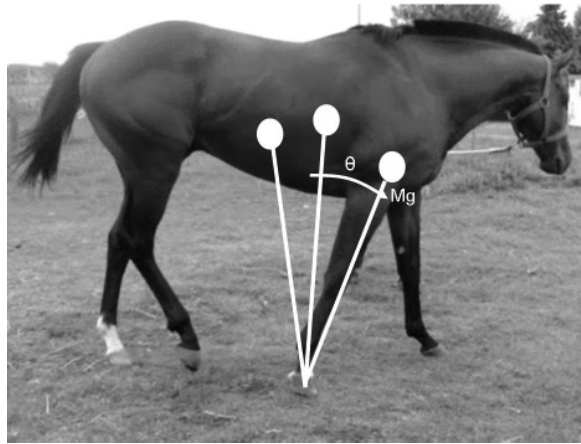


FIGURA N° II-9. Modelo del péndulo invertido aplicado al miembro torácico. Fuente propia, adaptado de Griffin *et al.*, 2004b.

Cavagna (1963) designó como músculos positivos a los músculos que incrementan la E_c durante la locomoción y músculos negativos, a los músculos que obran absorbiendo a las E_c y E_g . Ambos tipos de trabajo requieren del estipendio de energía química. En una caminata, los trabajos de los músculos positivos y negativos realizados para sostener los cambios de energía mecánica del CG se reducen en la transducción pendular de la energía potencial en energía cinética y viceversa. (Cavagna *et al.*, 1963). (Figura N° II-10).

La graficación del CG a lo largo de la caminata indica que el mismo sigue una trayectoria sinusoidal comprendida por arcos convexos representando la transición (Kuo *et al.*, 2005) correspondientes al péndulo y las cóncavas de menor duración en el punto de transición entre los péndulos.

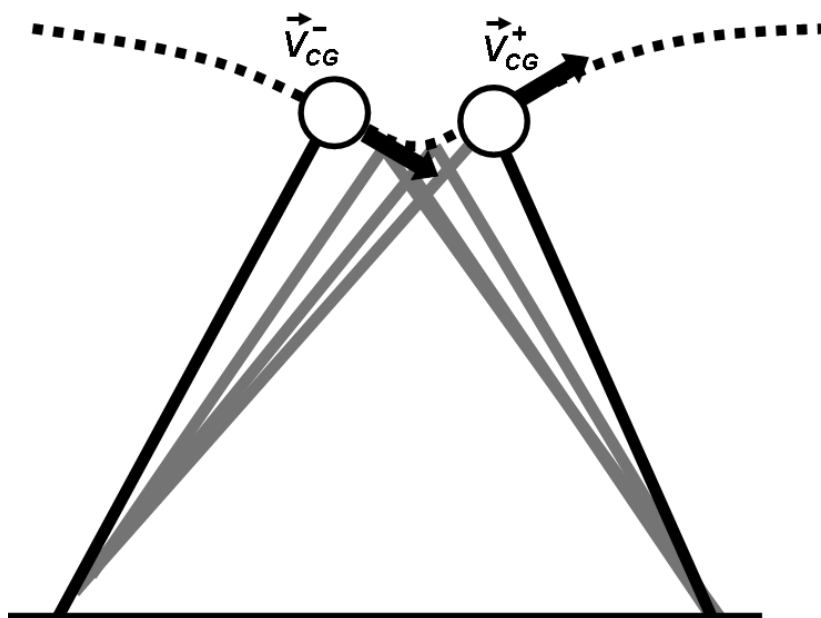


FIGURA N° II-10. Diagrama esquemático del péndulo invertido en la caminata, donde sólo se requiere energía para redirigir al centro de gravedad (CG) entre cada paso. El CG es redirigido a un arco pendular desde \vec{V}_{CG}^- a \vec{V}_{CG}^+ regulados por los trabajos positivos y negativos de los respectivos grupos musculares. \vec{V}_{CG}^- : velocidad del CG en sentido indicado por la flecha con valor negativo señalado por el signo superior; \vec{V}_{CG}^+ : velocidad del CG en sentido indicado por la flecha con valor positivo señalado por el signo superior. Modificado de (Kuo *et al.*, 2005)

El modelo del péndulo predice el costo de energía, no para la puesta en funcionamiento del péndulo sino por el contrario para la transición entre las zancadas. No sólo tiene importancia para brindar explicaciones que las transiciones de zancada a zancada son metabólicamente económicas, también revela por qué los animales prefieren ciertos andares (Kuo *et al.*, 2005).

El trabajo mecánico (T) tradicionalmente se divide en dos categorías, 1) el trabajo mecánico externo (T_{ext}) y 2) el trabajo mecánico interno (T_{int}). Los T_{ext} y T_{int} se definen como cambios de energía del CG en relación a todo el cuerpo, a la tierra y los cambios de energía de los segmentos del cuerpo con el CG (Minetti *et al.*, 1999). En los caballos, las extremidades representan sólo una pequeña parte de la masa total (Buchner *et al.*,

1997), y la mayor parte de la masa del miembro es proximal (Payne *et al.*, 2004; Payne *et al.*, 2005;). El T_{int} se incrementa al aumentar la velocidad (Fedak *et al.*, 1982; Minetti *et al.*, 1999). Sin embargo, la fluctuación proporcional de T_{int} a T_{ext} durante el trabajo disminuye al galope con una velocidad cada vez mayor. De esta forma el T_{int} constituye aproximadamente el 28% a una velocidad de galope 6 ms^{-1} , 18% a 10 ms^{-1} y 16% a 12 ms^{-1} (Minetti *et al.*, 1999). Esto es porque el T_{ext} aumenta con la velocidad. Por lo tanto el T_{int} parece ser un componente menor del trabajo mecánico total (T_{tot}), particularmente a altas velocidades como respuesta a los mecanismos elásticos (Minetti *et al.*, 1999).

5.2. El modelo de brazo de resorte, un andar elástico

¿Cuál es el beneficio del andar elástico? La respuesta obvia es que el trabajo que se realiza por medio de los tendones no tiene que ser realizado por los músculos. No obstante la elasticidad tendinosa no es completamente gratuita. Los tendones operan en estrecha relación con los músculos y pueden actuar de manera elástica cuando el músculo genera fuerza. Se ha propuesto que los beneficios del conjunto de tendones elásticos se comprenden en el contexto de dos principios de los músculos esqueléticos (Roberts *et al.*, 1997; Roberts, 2002). El primero es el "efecto Fenn", que establece que los músculos activos usan más energía cuando realizan trabajos respecto a cuando solo generan fuerza (Fenn, 1924). De esta forma, en la medida en que los tendones permiten que los músculos generen fuerza sin hacer el trabajo (o mientras hace el trabajo), reducen la tasa de consumo de energía de cada fibra muscular activa. Segundo, y menos conocida, es la influencia de los mecanismos del tendón sobre el volumen muscular en la caminata y carrera. Independientemente del trabajo realizado, los animales caminadores y corredores deben producir fuerza suficiente para soportar el peso corporal.

Las propiedades elásticas de los tendones permiten que el caballo recupere hasta el 40% del trabajo mecánico almacenando energía elástica cuando el caballo cambia de aire del paso al trote. El porcentaje de recuperación decrece a medida que aumenta la velocidad del trote, pero se vuelve a incrementar cuando pasa al galope llegando a recuperar el 36% a la máxima velocidad ($7,4 \text{ m s}^{-1}$) (Biewener, 1998).

Desde los tiempos del renacimiento se postuló la combinación de energía metabólica y elástica en los andares (Borelli, 1689). Las investigaciones provienen de dos vertientes. La primera realizó cuidadosos estudios anatómicos (dimensiones de los tendones), mecánicos (estudios realizados sobre plataformas de fuerza) y enfoques matemáticos. Esos estudios mostraron que una fracción significativa del trabajo realizado en un paso podría ser facilitada por la acción de resorte de los tendones y no por el trabajo muscular (Alexander y Vernon, 1975). La segunda vertiente realizó mediciones relacionando el trabajo mecánico de la marcha con la cantidad de energía requerida para sostener ese trabajo. La medición del consumo de oxígeno resultó hallarse en valores de eficiencia muy alta que sólo podía explicarse mediante la contribución del mecanismo elástico de los tendones y ligamentos (Alexander y Vernon, 1975).

Desde entonces la idea de que correr es una “marcha de rebote” disponible en los miembros, se convirtió en una piedra angular para los modelos de la mecánica de la carrera y la energética (Dickinson *et al.*, 2000). Las características claves de la dinámica de la marcha, incluyendo patrones de tierra, fuerza de reacción, trayectoria del centro de masa y el cambio en el tiempo de contacto del pie con la velocidad, son consistentes con un simple modelo resorte-masa. El modelo fue primeramente descrito en el hombre y trasladada los animales (McMahon y Cheng, 1990) y para otros animales (Farley *et al.*, 1993).

La influencia del peso y tamaño del caballo cuando incrementa la velocidad genera compresión del miembro para producir la locomoción elástica. La misma se corresponde al modelo de brazo de resorte. El modelo consiste en una masa y un resorte de brazo, que representados en el caballo la masa es el centro de gravedad del miembro y el resorte el miembro. Cuando el caballo avanza más rápido que al paso y apoya el casco, el miembro se comprime y al llegar a la vertical del miembro, por efectos de la masa, el mismo alcanza su máxima compresión. El desplazamiento de la masa describe un arco cóncavo, mientras que el brazo de resorte describe un ángulo de avance (McMahon y Cheng, 1990) (Figura N° II-11).

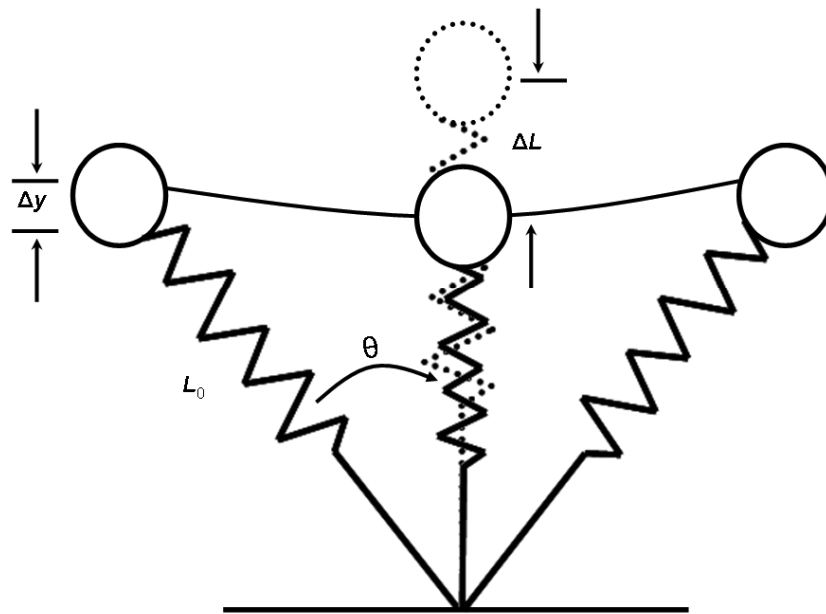


FIGURA N° II-11. Gráfico de modelo de brazo de resorte con desplazamiento a la derecha. El gráfico representa un miembro que conecta al suelo con el centro de gravedad del animal en la fase de apoyo. En la fase temprana el miembro posee una longitud inicial (L_0), que al alcanzar el punto medio de la fase de apoyo el resorte se contrae a una longitud máxima ΔL . El desplazamiento vertical descendente de la masa durante la fase de apoyo está representado por Δy y es sustancialmente menor que ΔL . La mitad del ángulo de barrido por el resorte de brazo durante el tiempo de contacto con el suelo se denota por el ángulo θ . Adaptado de Farley *et al.*, 1993.

En la locomoción elástica los movimientos verticales del cuerpo y el tiempo de contacto de los miembros con el suelo dependen de la combinación de la rigidez del resorte de brazos y el ángulo de barrido (McMahon y Cheng, 1990). Los cortos tiempos de contacto con el suelo a velocidades altas se logran haciendo que el resorte describa un ángulo mayor mientras el pie está en el suelo. El ángulo mayor a velocidades más altas genera mayor compresión del resorte y consiguiente aumento de la fuerza del resorte. Por consiguiente la compresión vertical del centro de masa se reduce y el tiempo de contacto con el suelo disminuye a velocidades más altas (McMahon y Cheng, 1990; He *et al.*, 1991). De las tres magnitudes mencionadas, rigidez

Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo

del brazo, tiempo de contacto con el suelo y ángulo de barrido, la que posee mayor implicancia es la rigidez del brazo (Farley *et al.*, 1993) (Figura N° II-12).



FIGURA N° II-12. Modelo del brazo elástico llevado a un caballo al galope. Fuente propia.

La contracción del miembro provocada por el peso motiva que la energía se cargue y almacene en los tendones y ligamentos como energía elástica, y se pone de manifiesto al ampliar el trabajo de avance (Roberts *et al.*, 2011).

Cuando el caballo cambia su velocidad también cambia de andar. Para que ello suceda hay algunas propiedades interesantes de los movimientos de las piernas de un caballo en la transición. En primer lugar, la carga en cada miembro no es igual. Por ejemplo, en el galope sólo el miembro anterior izquierdo es utilizado para la aceleración, mientras que los otros son auxiliares. En segundo lugar, en diferentes posturas el caballo tiene un orden diferente de paso. Por lo tanto, el cambio de la velocidad de cada miembro sincrónicamente no funcionaría para la transición del modo de andar.

En la transición paso-trote, la velocidad se asocia con alternancia variable en el aumento de la longitud y frecuencia de zancada (Rooney *et al.*, 1991). En estudios efectuados en caballos cuarto de milla la velocidad de galope de 10-15 m/seg, se vió que se hallaba estrechamente influida por la frecuencia de los pasos (2,16 a 3,04 seg^{-1}) y en menor medida por la longitud de la zancada (4,41 a 5,56 m). La longitud y frecuencia de pisada fue independiente entre si. El incremento de la longitud del paso a frecuencia constante se logra aumentando la distancia entre los impactos de los miembros anteriores respecto a los impactos del miembro anterior que le sigue. El aumento de la velocidad se produce por disminución de la duración del paso por contacto con el suelo del miembro posterior unipedal, el miembro anterior líder unipedal y la fase de suspensión (Deuel y Lawrence, 1986).

Barrey *et al.*, (2001) halló que los caballos de carrera Thoroughbreds ganadores de distancias inferiores a los 1.400 m poseían mayor tiempo de contacto de los cascos con el suelo y mayor frecuencia de zancadas que otros caballos ganadores de mayores distancias. Estos parámetros también resultan ser una información de utilidad para el entrenamiento deportivo.

Quedó establecido que cuando la velocidad del caballo es controlada, como sucede en el trabajo a la cuerda⁹, el mismo prefiere un determinado andar a una velocidad específica (Farley y Taylor, 1991). Estas transiciones de andares se repiten a diario en cada entrenamiento que realiza. La información sugiere que las transiciones son procesos estrechamente regulados. Las transiciones de los andares ocurren como resultado de información de los sentidos y percepciones. La transición no ocurre porque el caballo alcanzó una determinada velocidad, pues debe tenerse en cuenta que el caballo es una especie entrenada para emplear andares de velocidad de mayor rango que el empleado normalmente (Taylor *et al.*, 1982; Wickler *et al.*, 2003). Alexander (1989) estableció la forma de predecir la velocidad teórica máxima a la que el caballo cambia del paso al trote. El límite ocurre cuando la relación de las fuerzas centrípetas de la masa del péndulo y de la gravedad excede un valor adimensional de 1,0.

La relación proviene de la ecuación

$$(M_c v^2 / L) / (M_c g) > 1$$

donde M_c es la masa corporal, v es la velocidad; L es la longitud del miembro y g es la aceleración gravitacional. La fórmula puede reducirse a:

$$v^2 / g l$$

la relación produce un número adimensional menor a 1,0 conocido como número de Froude (Alexander y Jayes, 1983).

Los caballos cambian espontáneamente de aire en un estrecho rango de velocidad que se corresponde con la velocidad metabólicamente óptima. Esta conclusión indica que los factores biomecánicos y metabólicos se encuentran estrechamente relacionados (Griffin *et al.*, 2004). La comparación del cambio de aires paso-trote en caballos de distintas talla indicó que la transición se efectúa a velocidades absolutas distintas pero en un número de Froud aproximado de 0,35. El cambio de aire y por consiguiente de velocidad es provocado por la dinámica del péndulo invertido a brazo de resorte con número de Froud muy por debajo del límite teórico del número de Froud de 1,0 (Griffin *et al.*, 2004).

El sistema elástico del caballo no sólo interviene en la economía de energía (Figura N°II-13-A), también interviene amplificándola para desarrollar velocidad en los andares o bien para saltar almacenando energía elástica (Figura N° II-13-B). El sistema elástico también interviene absorbiendo energía en los procesos de desaceleración (Figura N° II-13-C) (Roberts *et al.*, 2011).

5.3. Locomoción por una pendiente elevada

Para efectuar el trabajo mecánico necesario para que el caballo eleve el CG en la locomoción por una pendiente, éste requiere reducir la tensión de los músculos antigravitatorios de los miembros torácico y pelviano. El desplazamiento por una pendiente al trote a velocidad constante no depende del tiempo de contacto de los miembros con el suelo pues no varía con el grado de inclinación de la pendiente. Los músculos que contribuyen a aumentar el trabajo deben contraerse con aumento de la tasa de tensión (Wickler *et al.*, 2005).

Esos cambios fueron confirmados en dos músculos antigravitatorios representativos, m. tríceps braquial (m. triceps brachii) cabeza lateral y m. vasto lateral (m. vastus lateralis). El incremento de la velocidad de acortamiento de estos dos músculos probablemente reduce la fuerza que un conjunto dado de fibras musculares activo puede producir. Si este patrón se mantiene para otros músculos de las extremidades que hacen el trabajo de elevar el CG en la pendiente, un gran volumen muscular debe ser reclutado para generar una fuerza equivalente para dar soporte al cuerpo. Este comportamiento se reflejó en un aumento significativo en la intensidad de la electromiografía de los m. tríceps braquial y vasto lateral. Al aumentar la velocidad, el tiempo de contacto (y el factor de trabajo) disminuye sumando contracción motora adicional (Wickler *et al.*, 2005).

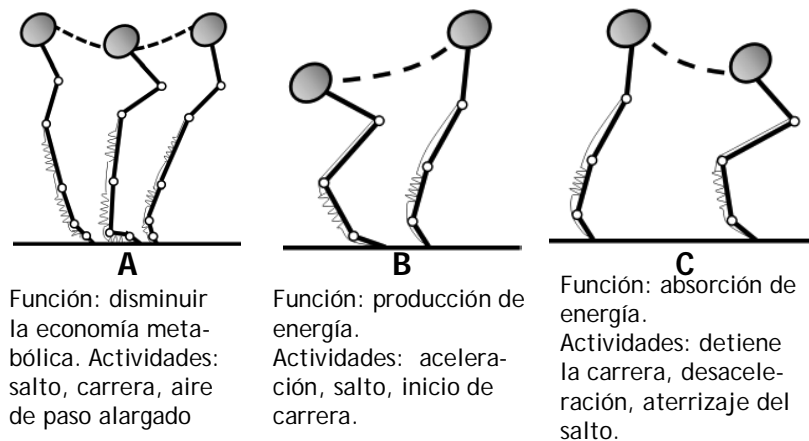


FIGURA N° II-13. Esquema ilustrativo del flujo direccional de energía en los sistemas músculo tendinoso elástica en la determinación de la función mecánica. (A) La energía mecánica se conserva reduciendo el trabajo muscular. Las estructuras elásticas almacenan y recuperan los cambios cíclicos de la energía mecánica de un miembro. (B) Los tendones cargados por el trabajo de la contracción muscular puede liberar rápidamente energía al cuerpo. Si la energía se libera más rápidamente de lo que es almacenado, se puede amplificar la potencia muscular. (C) La rápida disminución de la energía mecánica del cuerpo o de un apéndice se puede almacenar temporalmente como energía elástica, seguida por la liberación de la energía para trabajar en los músculos activos. Este mecanismo tiene el potencial de reducir el ingreso de potencia funcionando como un atenuador. Adaptado de Roberts *et al.*, 2011.

6. RELACIÓN ENTRE LA LOCOMOCIÓN Y OTRAS FUNCIONES FISIOLÓGICAS

La respiración posee estrecha relación con la ejecución del paso y se encuentra sincronizada con los andares (Lafortuna *et al.*, 1996). El caballo al igual que otras especies como el perro, realizan un ciclo respiratorio por ciclo de galope (Bramble and Carrier, 1983), de esta forma mantienen a la respiración en forma continua (Alexander, 1989).

La frecuencia respiratoria promedio de un caballo en reposo es de 8 a 16 mov/min. Luego de un ejercicio vigoroso puede incrementarse hasta 140 mov/min. Al galope hay un acoplamiento locomotor-respiratorio cuya relación frecuencia de movimientos respiratorios por paso es de 1:1 (Franklin *et al.*, 2012). A medida que el caballo galopa sucede una serie de eventos consistentes en elevación de los miembros anteriores, levanta la cabeza, sucede contracción de los músculos intercostales externos y el diafragma, los músculos abdominales se relajan mientras que los órganos abdominales se mueven hacia atrás, por lo que se produce la inspiración. Cuando el caballo lleva sus miembros anteriores al piso, su cabeza desciende, el impacto del miembro anterior contra el suelo comprime el tórax, los músculos abdominales se contraen y empujan a las vísceras abdominales hacia adelante, por lo que el caballo expira (Pillimer *et al.*, 2002).

Es importante destacar que el caballo al igual que muchos cuadrúpedos en actividad física mantiene una frecuencia de paso casi constante a diferentes velocidades y por lo tanto, la frecuencia respiratoria (Heglund, *et al.*, 1974). Para aumentar la velocidad, los animales alargan el paso y consiguen incrementar la ventilación por minuto. De esta forma el caballo para aumentar el volumen corriente desde la frecuencia respiratoria se acopla con la frecuencia de paso (Bramble *et al.*, 1983, Alexander, 1989).

Cottin *et al.*, (2010) evaluaron el consumo de oxígeno y las variables de los andares de caballos Árabes en competencias de endurance. Hallaron que la raza árabe está particularmente bien adaptada para el ejercicio aeróbico prolongado empleando lípidos como fuente de energía y por ello predecía que la tasa de intercambio respiratorio sería <1 a menos que los caballos hiperventilen. Durante galope a la velocidad de 18 km/h, los caballos no hiperventilan porque su frecuencia respiratoria fue

exactamente sincronizada con la frecuencia del paso en relación 1:1. Por ello Cottin *et al.*, (2010) sugieren que la economía del caballo árabe reside en la buena coordinación entre la velocidad, las vías respiratorias y la marcha.

7. PREDICCIÓN DE LAS CONDICIONES ATLÉTICAS DEL CABALLO

Los estudios tempranos de los andares se aplican en potros de varias razas para establecer con precisión las habilidades que poseen para distintas disciplinas ecuestres. Algunas de las variables del paso como la frecuencia de batidas (unidad del andar), actividad dorsoventral y actividad longitudinal¹⁰ poseen heredabilidad media a alta. Por tal motivo son variables que pueden ser empleadas para selección genética en programas de cría (Barrey *et al.*, 2002).

Las diferencias significativas existentes entre las diversas razas para ejecutar distintos andares indican que poseen sustento genético, ya que la cruce entre ejemplares de razas óptimas para distintas actividades brinda descendencia adecuada. Los caballos de razas alemanas poseen características en el andar adaptables al adiestramiento factible de detectarse desde edades tempranas. La raza pura española puede considerarse como raza de referencia para seleccionar animales para andares recogidos (Barrey *et al.*, 2002).

Con el fin de predecir el tipo de locomoción y por consiguiente las habilidades y desempeño deportivos de caballos adultos Back *et al.*, (1995), evaluaron potrillos trotando en cinta a una velocidad de 4 m/s^{-1} a los 4 meses de edad y más tarde a los 26 meses. Comparó la duración de las fases de oscilación y de apoyo; y el rango total de protracción y retracción. Los datos registrados a los cuatro meses se utilizaron para predecir la locomoción de los caballos adultos, y las predicciones fueron evaluadas con los datos registrados a los 26 meses. La locomoción de

10 Actividad dorsoventral: esta variable mide la actividad dorsoventral de la suspensión y la carga de las extremidades. Aumenta con la amplitud y la frecuencia de los movimientos a lo largo de cada eje.

Actividad longitudinal: esta variable mide la aceleración y desaceleración a lo largo del eje longitudinal del caballo. Se relaciona con el frenado y la potencia de propulsión.

los potros a los 4 meses de edad mostró hallarse estrechamente relacionada a los 26 meses.

Las variables biomecánicas son heredables con alto grado de correlación genética. Por tal motivo y para facilitar los programas de selección de reproductores y progenie resulta conveniente reducir el número de parámetros de selección (Por ej. duración de las zancadas, duración de la fase de elevación del miembro posterior, amplitud de los ángulos de la rodilla y el codo, ángulo del carpo y retracción-protracción máxima y mínima de los miembros) Las variables angulares son las de menor heredabilidad mientras que la altura máxima alcanzada por el casco anterior y la duración de la fase de elevación mostraron tener los índices de mayor heredabilidad, 0,33 y 0,88 respectivamente (Valera *et al.*, 2008). En tanto los ángulos máximos y mínimos de retracción-protracción mostraron un coeficiente de variación bajo, lo que indica elevada uniformidad ya que los resultados indican que son variables influidas por el entrenamiento (Cano *et al.*, 2000; Valera *et al.*, 2008). Las variables analizadas por Varela *et al.*, (2008) se muestran en la Tabla N° 2.

El uso ecuestre que se le dará al caballo puede ser motivo de inclusión de variables de poca heredabilidad en programas de cría. A modo de ejemplo las variables ángulo de retracción-protracción máxima y mínima para los miembros puede ser considerada para seleccionar caballos de adiestramiento, ya que los aires de recogidos requieren ángulos menores (Barrey *et al.*, 2002).

Tabla N° 2

Estadística descriptiva y heredabilidad (h^2) sobre 20 variables biomecánicas cuantificadas sobre cinta de ejercicio en caballos Españoles Puros de Raza (n = 130)

Variable	Media \pm DS	Mín.	Máx.	CV (%)	$h^2 \pm$ DS
DZ	0,66 \pm 0,003	0.58	0.73	4.8	0.87 \pm 0.189
LZ	2,63 \pm 0,012	2.31	3.05	5.0	0.83 \pm 0.218
LMT	2,63 \pm 0,012	2.16	3.05	5.2	0.66 \pm 0.258
DAYVMt	0,27 \pm 0,002	0.15	0.33	8.8	0.63 \pm 0.317
DAyVMP	0,39 \pm 0,002	0.31	0.48	6.9	0.87 \pm 0.154
MECMT	25,10 \pm 0,520	13.69	41.98	23.1	0.88 \pm 0.141

LMP	2,64 ± 0,011	2.31	3.04	4.9	0.87 ± 0.154
HStD	0,28 ± 0,001	0.24	0.31	5.3	0.86 ± 0.197
HSwD	0,38 ± 0,002	0.32	0.45	7.2	0.88 ± 0.141
MECMP	16,40 ± 0,305	9.55	25.14	20.7	0.45 ± 0.272
RC	67,06 ± 0,686	47.25	83.21	11.40	0.86 ± 0.179
RR	48,98 ± 0,487	38.51	64.45	11.1	0.74 ± 0.283
RT	68,65 ± 0,679	52.35	87.56	11.0	0.57 ± 0.260
RRPMT	38,68 ± 0,180	34.42	44.00	5.2	0.83 ± 0.169
RRPMP	44,96 ± 0,233	38.93	51.42	5.8	0.63 ± 0.309
AMC	84,13 ± 0,767	58.73	106.08	10.2	0.86 ± 0.139
AMR	112,94 ± 0,795	91.25	139.18	7.8	0.36 ± 0.273
AMT	93,85 ± 0,818	68.55	115.35	9.7	0.56 ± 0.298
RPMAMP	69,82 ± 0,133	66.53	73.29	2.1	0.33 ± 0.187
RPMAMT	102,62 ± 0,179	96.87	106.90	1.9	0.38 ± 0.243

Variables lineales: LZ: longitud zancada; LMT: longitud miembro torácico; LMP: longitud miembro pelviano; MECMT y MECMP máxima elevación casco miembro torácico y pelviano. Variables temporarias: DZ: duración zancada; DAYVMT y DAYVMP: duración apoyo y vuelo de zancada miembro torácico y pelviano. Variables angulares: RC: rango de codo; RR: rango de rodilla; RT: rango de tarso. RRPMT y RRPMP: rango retracción protracción de miembro torácico y pelviano. AMC: ángulo mínimo carpo; AMR: ángulo mínimo rodilla; AMT: ángulo mínimo tarso. RPMAMP y RPMAMT) Retracción protracción mínima ángulo miembro pelviano y torácico. DS: desvío estándar; CV: coeficiente de variación. En: Valera *et al.*, 2008

8. VALORACIÓN DE CLAUDICACIONES EN LOS ANDARES

Las valoraciones de las cojeras normalmente se realizan observando al animal en movimiento, sea en libertad, llevado de las riendas, o montado. De hecho, si se puede inspeccionar de las tres formas es mejor. Para determinar claudicaciones y alteraciones en el andar, se realizan casi en su totalidad con el caballo al trote y muy pocas veces al paso y al galope. Se prefiere al trote pues es un aire simétrico y más rápido que el galope. En caso de haber claudicaciones se apreciarán con mayor facilidad por las asimetrías que éstas generan.

El galope debido a su característica asimétrica se considera un aire poco efectivo para analizar las cojeras. No obstante

brinda información complementaria de relevancia para detectar problemas en el dorso, zona lumbosacra, sacroilíaca y en problemas de los miembros posteriores.

Entre los parámetros angulares articulares evaluables se destacan el ángulo de hiperextensión de los menudillos de los cuatro miembros, sobre todo para detectar asimetrías entre un pie y otro o una mano y otra. El menudillo de la extremidad que claudica se extiende menos en el instante de carga máxima durante el apoyo. Este instante se produce normalmente cuando la posición de la caña es perpendicular al suelo.

Para analizar adecuadamente un aire se debe observar el movimiento desde varios ángulos: adoptando posiciones posteriores al caballo, desde un lado y, si es posible, desde arriba. Es factible observar que en algunos caballos hay primero un contacto con el pie de dicha diagonal y fracciones de segundo después de la mano, o viceversa. En el primer caso, esto se denominaría colocación avanzada del miembro posterior; en el segundo, colocación avanzada de la mano. La pregunta que sigue es: ¿Puede ser normal? ¿Se trata de una característica deseable?

9. GLOSARIO DE TÉRMINOS EMPLEADOS

Base de sustentación: es el área delimitada por los puntos de contacto con el suelo. Cuando un caballo se encuentra en estación los puntos de contacto son los cascos apoyados en el suelo. El perímetro de la base de sustentación es la línea que conecta a los puntos de contacto.

Centro de gravedad: es el punto donde la masa del cuerpo se concentra, y alrededor de la cual el peso corporal es igual en todos los sentidos. También llamado centro de masa.

Forjado o forja: es una falla común en los caballos de trabajo en *tempo* rápido en cualquiera de los tres andares.

Impulso: es el cambio del *momentum* de un cuerpo y es igual a la fuerza aplicada a un cuerpo por el tiempo que actúa

Línea de gravedad: es la línea que parte verticalmente desde el centro de gravedad

Maniobrabilidad: es la capacidad de cambio rápido y controlado en velocidad y dirección

Marcha: patrón ordenado del movimiento de apoyo de los pies, tales como caminata, trote y galope.

Momentum: la palabra *momentum* la empleó Isaac Newton en la explicación de su segunda ley: la fuerza resultante que experimenta un cuerpo es directamente proporcional a la velocidad de cambio de movimiento del cuerpo, y actúa en la dirección del cambio de impulso. Esta ley se expresa comúnmente en matemáticas como $F = ma$ donde " F " es la fuerza resultante que actúa sobre el cuerpo en la dirección de la aceleración, " m " es la masa del cuerpo " a " y es la aceleración.

Momentum lineal: es una cantidad vectorial dada por el producto de su masa y de su velocidad, matemáticamente se expresa como $P = mv$; donde p : impulso expresado en kg ms^{-1} o Newtons (N); m : masa, y; v : velocidad

Protracción: es el término con el que se designa la acción de llevar al miembro hacia adelante.

10. ACTIVIDADES

1. Definir centro de gravedad
2. ¿Cómo se establece el centro de gravedad en un caballo?
3. ¿Dónde se sitúa el centro de gravedad en un caballo?
4. Definir base de sustentación
5. ¿Cómo varía la base de sustentación en un caballo?
6. ¿Cómo hace el caballo para ampliar la base de sustentación?
7. La yegua de la fotografía padece laminitis en ambos miembros torácicos. Por ello adquirió la postura antiálgica que caracteriza a esta enfermedad
 - a) Establecer el sitio anatómico donde se encuentra el centro de gravedad en esta yegua
 - b) ¿Cómo compensó el desplazamiento corporal antiálgico respecto a la base de sustentación?



8. Definir maniobrabilidad
9. Definir centro de gravedad dinámico
10. ¿Qué fuerzas requiere la locomoción para establecer la estabilidad dinámica?
11. Definir zancada, tranco o paso
12. Definir protracción
13. ¿Cuáles son los músculos que intervienen en la protracción del miembro torácico?
14. ¿Dónde se encuentra el centro de rotación del miembro torácico durante la protracción?

15. ¿Cómo se lleva a cabo la reducción del momento de inercia del miembro durante la protracción del miembro torácico?
16. ¿Qué músculos intervienen en el retracción del miembro torácico?
17. ¿De qué forma se ajusta el peso corporal al momento del impacto al culminar la retracción del miembro torácico?
18. Describir la fase de apoyo durante la ejecución de una zancada y las características de cada una de las subfases
19. Desarrollar el principio físico del péndulo invertido en la locomoción del caballo. Establecer las ventajas del mismo en la locomoción
20. ¿Cuál es el rol de la energía gravitacional en el modelo del péndulo invertido durante la locomoción?
21. ¿Cómo clasificó Cavagna a los músculos intervinientes en la locomoción según actúen sobre la energía cinética y energía gravitacional?
22. ¿Qué es el efecto Fenn?
23. ¿Qué establece el efecto Fenn?
24. ¿Qué porcentaje de trabajo elástico recuperan los tendones?
25. Desarrollar el principio del modelo de brazo de resorte como así también los beneficios que acarrea en la locomoción
26. ¿Cómo influye el peso corporal sobre el modelo de brazo de resorte?
27. ¿De qué dependen los movimientos verticales del cuerpo y el contacto del miembro con el suelo en la locomoción elástica?
28. ¿Cómo se logra incrementar el ángulo de barrido en el modelo de resorte de brazo?
29. ¿Cuál es la ecuación matemática por la cual se puede predecir a la velocidad a la cual el caballo cambia de aire para incrementar la velocidad?
30. ¿Qué es el número de Froude, y qué representa?
31. ¿Qué relación existe entre la frecuencia respiratoria y la velocidad?
32. ¿Por qué el caballo no hiperventila cuando desarrolla altas velocidades?

BIBLIOGRAFÍA

1. Abbas, J.J.; Full, R.J. 2000. Neuromechanical interaction in cyclic movements. In: Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement. Springer Verlag, New York, USA.
2. Alexander, R.M.; Vernon, A. 1975. The mechanics of hopping by kangaroos (*Macropodidae*). *J. Zool.*; 177:265-303.
3. Alexander, R.M. 1977. Mechanics and scaling of terrestrial locomotion. In: Pedley, T.J. Scale Effects in Animal Locomotion, Academic Press, New York, USA.
4. Alexander, R.M.; Jayes, A.S. 1983. A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *J. Zool. Lond.*; 201:135-152.
5. Alexander, R. 1988. Elastic mechanisms in animal movement. Cambridge University Press; Cambridge, UK.
6. Alexander, R. 1989. On the synchronization of breathing with running in wallabies (*Macropus* spp.) and horses (*Equus caballus*). *J. Zool.*; 218:69-85.
7. Alexander, R. 1991. Energy-saving mechanisms in walking and running. *J. Exp. Biol.*; 160:55-69.
8. Aoki, O.; Tokuriki, M.; Kurakawa, Y.; Hataya, M.; Kita, T. 1984. Electromyographic studies on supraspinatus and infraspinatus muscles of the horse with or without a rider in walk, trot and canter. *Bull. Equine Res. Inst.*; 21:100-104.
9. Back, W.; Schamhardt, H.C.; Hartman, W.; Bruin, G.; Barneveld, A. 1995. Predictive value of foal kinematics for the locomotor performance of adult horses. *Res. Vet. Science*, 59:64-69.
10. Barrey, E.; Evans, S.E.; Evans, D.L.; Curtis, R.A.; Quinton, R.; Rose, R.J. 2001. Locomotion evaluation for racing in Thoroughbreds. *Equine Vet. J.*; 33:99-103
11. Barrey, E.; Desliens, F.; Poirel, D.; Biau, S.; Lemaire, S.; Rivero, J.; Langlois, B. 2002. Early evaluation of dressage ability in different breeds. *Equine Vet. J., Suppl.* 34:319-324.
12. Biewener, A.A. 1998. Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse. *Comp. Bioch. Physiol.*; 120:73-87.

13. Borelli, G.A. 1689. *De Motu Animalium*. Translated by P. Maquet, 1989. Springer-Verlag, New York, USA.
14. Bramble, D.M.; Carrier, D.R. 1983. Running and breathing in mammals. *Science*; 219:251-256.
15. Buchner, H.H.; Savelberg, H.H.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. 1997. Inertial properties of Dutch Warmblood horses. *J. Biomech.*; 30:653-658.
16. Buchner, H.; Ohermuller, O.; Scheidl, M. 2001. Body centre of mass movement in the lame horse. *Equine Vet. J. Suppl.*; 33:122-127.
17. Cavagna, G.A.; Saibene, F.P.; Margaria, R. 1963. External work in walking. *J. appl. Physiol.*; 18:1-9.
18. Cavagna, G.A.; Thys, H.; Zamboni, A. 1976. The sources of external work in level walking and running. *J. Physiol., Lond.* 262:639-657.
19. Cavagna, G.A.; Heglund, N.C.; Taylor, C.R. 1977. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am. J. Physiol.*; 233:243-261.
20. Clayton, H.M.; Hodson, E.; Lanovaz, J.L. 2000. The forelimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Vet. J.*; 32:295-300.
21. Clayton, H.M., Hodson, E.F., Lanovaz, J.L.; Colborne, G.R. 2001. The hind limb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Vet. J.*; 33:44-48.
22. Clayton, H.M. 2002. Walk this way. Learn to discern the fine points of this all-important basic gait. *Vet. Connection. Ap.* 39-42.
23. Clayton, H. 2005a. Balance Basics - Part 2: Stability. *Vet. Connection. April, 19* :24
24. Clayton, H.M. 2005b. Balance Basics - Part 3: Locomotion. *Vet. Connection. Aug, 45*:49.
25. Clayton, H.; Sha, O.; 2006. Head and body centre of mass movement in horses trotting on a circular path. *Eq. Vet. J.; Suppl.* 36:462-467.
26. Cottin, F.; Metayer, N.; Goachet, A.G.; Julliand, V.; Slawinski, J.; Billat, V.; Barrey, E. 2010. Oxygen consumption and gait variables of Arabian endurance horses measured during a field exercise test. *Eq. Vet. J.*; 42:1-5.

27. Deuel, N.R.; Lawrence, L.M. 1986 Gallop velocity and limb contact variables of quarter horses. *J. Eq. Vet. Sc.*; 6:143–147.
28. Deuel, N.R.; Lawrence, L.M. 1987. Effect of urging by the rider on equine gallop stride limb contacts. *Proceedings 10th Eq. Nutrition Physiol. Symp. USA.*
29. Dickinson, M.H.; Farley, C.T.; Full, R.J.; Koehl, M.A.R.; Kram, R.; Lehman, S. 2000. How animals move: an integrative view. *Science*; 288:100-106.
30. Dimitrijevic, M.R.; Gerasimenko, Y. Pinter, M.M. 1998. Evidence for a spinal central pattern generator in humans. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*; 860:360–376.
31. Farley, C.T.; Taylor, C.R. 1991. A mechanical trigger for the trot-gallop transition in horses. *Science*, 253:306–308.
32. Farley, C.T.; Glasheen, J.; McMahon, T.A. 1993. Running springs: speed and animal size. *J. Exp. Biol.*; 185:71-86.
33. Fedak, M.A.; Heglund, N.C.; Taylor, C.R. 1982. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. II. Kinetic energy changes of the limbs and body as a function of speed and body size in birds and mammals. *J. Exp. Biol.*; 97:23-40.
34. Fenn, W.O. 1924. The relation between the work performed and the energy liberated in muscular contraction. *J. Physiol.*; 58:373-395.
35. Franklin, S.H.; Van Erck-Westergren, E.; Bayly, W.M. 2012. Respiratory responses to exercise in the horse. *Eq. Vet. J.*; 44:726–732.
36. Griffin, T.M.; Kram; K.; Wickler, S.J.; Hoyt, D.F. 2004. Biomechanical and energetic determinants of the walk–trot transition in horses. *J. Exp. Biol.*; 207:4215-4223.
37. Griffin, T.M.; Main, R.P.; Farley, C.T.; 2004b. Biomechanics of quadrupedal walking: how do four-legged animals achieve inverted pendulum-like movements?. *J. Exp. Biol.*; 207:3545-3558
38. Harrison, S.M.; Whitton, R.C.; King, M.; Hausler, K.K.; Kawcak, C.E.; Stover, S.M.; Pandy, M.G. 2012. Forelimb muscle activity during equine locomotion. *The Journal of Experimental Biology* 215, 2980-2991.

39. Heglund, N.C.; Cavagna, G.A.; Taylor, C.R. 1982. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *J. Exp. Biol.*; 79, 41–56.
40. Hildebrand, M. 1987. The mechanics of horse legs. *Am. Scientist*, 75:594-601
41. Hoyt, D.F.; Taylor, C.R. 1981. Gait and energetics of locomotion in horses. *Nature* 292:239-240.
42. Hoyt, D.F.; Molinari, M.; Wickler, S.J.; Cogger, E.A. 2002. Effect of trotting speed, load and incline on hindlimb stance-phase kinematics. *Equine Vet. J. Suppl.*; 34:330-336.
43. Hoyt, D.F.; Wickler, S.J.; Biewener, A.A.; Cogger, E.A.; De La Paz, K.L. 2005. In vivo muscle function vs speed. I. Muscle strain in relation to length change of the muscle-tendon unit. *J. Exp. Biol.*; 208: 1175-1190.
44. Kojima, N.; Nakazawa, K.; Yamamoto, S.I.; Yano, H. 1998. Phasedependent electromyographic activity of the lower-limb muscles of a patient with clinically complete spinal cord injury during orthotic gait. *Exp. Brain. Res.*; 120:139–142.
45. Kram, R.; Taylor, C.R. 1990. Energetics of running: a new perspective. *Nature*; 346:265-267.
46. Kram, R. 2000. Muscular force or work: what determines the metabolic energy cost of running? *Exerc. Sport Sci. Rev.*; 28:138-143.
47. Kuo, A.D, Donelan, J.M.; Ruina, A. 2005. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions. *Exerc. Sport Sci. Rev.*; 33:88–97.
48. Lafortuna, C.L.; Reinach E.; Saibene, F. 1996. The effects of locomotor-respiratory coupling on the pattern of breathing in horses. *J Physiol.*; 492:587–596.
49. Lightowler, C.H.; Mercado, M.C.; García Liñeiro, J.A. 2003. Exploración del aparato locomotor de los equinos. 2da ed. Ed. Agrovvet, Bs As, Argentina.
50. McMahon, T.A.; Cheng, G.C. 1990. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J. Biomech.*; 23 (Suppl. 1):65–78.
51. Mespouilhès-Rivière, C.M.; Martens, A; Bogaert, L.; Wilderjans, H. 2008. Factors affecting outcome of exten-

- sor tendon lacerations in the distal limb of horses. A retrospective study of 156 cases (1994-2003). *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*; 21:358-364.
52. Minetti, A. E., Ardigo, L.P.; Reinach, E.; Saibene, F. 1999. The relationship between mechanical work and energy expenditure of locomotion in horses. *J. Exp. Biol.*; 202:2329-2338.
53. Parsons, K.J.; Pfau, T.; Wilson, A.M. 2008. High-speed gallop locomotion in the Thoroughbred racehorse. I. The effect of incline on stride parameters. *J. Exp. Biol.*; 211:935-944.
54. Payne, R.C.; Veenman, P.; Wilson, A.M. 2004. The role of the extrinsic thoracic limb muscles in equine locomotion. *J. Anat.*; 205:479-490.
55. Payne, R.C.; Hutchinson, J.R.; Robilliard, J.J.; Smith, N.C.; Wilson, A. 2005. Functional specialisation of pelvic limb anatomy in horses (*Equus caballus*). *J. Anat.*; 206:557-574.
56. Pfau, T.; Witte, T.H.; Wilson, A.M. 2006. Centre of mass movement and mechanical energy fluctuation during gallop locomotion in the Thoroughbred racehorse. *J. Exp. Biol.*; 209:3742-3757.
57. Pilliner, S.; Elmhurst, S.; Davies, Z. 2002. *The horse in motion: the anatomy and physiology of equine locomotion*. Blackwell Pub., Oxford, UK.
58. Roberts, T.J.; Marsh, R.L.; Weyand, P.G.; Taylor, C.R. 1997. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*; 275:1113-1115.
59. Roberts, T.J. 2002. The integrated function of muscles and tendons during locomotion. *Comp. Biochem. Physiol. A Mol. Integr. Physiol.*; 133:1087-1099.
60. Roberts, T.J.; Azizi, E. 2011. Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement. *J. Exp. Biol.*; 214:353-361.
61. Rooney, J.; Thompson, K.N.; Shapiro, R. 1991. A contribution to the study of velocity, stride length, and frequency in the horse. *J. Eq. Vet. Science*, 11:208-209.
62. Rooney, J. 1998. *The lame horse*. The Russel Meerdink Co.; Neena, WI, USA.
63. Stashak, T.S. 2003. *Adams: Claudicaciones en el caballo*. 5ta ed. Ed Inter-Medica, Buenos Aires, Argentina

64. Taylor, C.R.; Heglund, N.C.; Maloij, G.M. 1982. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. I. Metabolic energy consumption as a function of speed and body size in birds and mammals. *J. Exp. Biol.*; 97:1-21.
65. Tokuriki, M.; Aoki, O. 1995. Electromyographic activity of the hindlimb muscles during walk, trot and canter. *Equine Vet. J.*; 18:152-155.
66. Valera, M.; Galisteo, A.M.; Molina, A.; Miró, F.; Gómez, M.D.; Cano, M.R.; Agüera, E. 2008. Genetic parameters of biokinematic variables of the trot in Spanish Purebred horses under experimental treadmill conditions. *Vet. J.*; 178:219-26.
67. Vorstenbosch, M.; Buchner, H.; Savelberg, H.; Schamhardt, H.; Barneveld, A. 1997. Compensatory head movements in the lame horse: a model study. *Am. J. Vet. Res.*; 58:713-718.
68. Wentink, G.H. 1978. Biokinetic analysis of the movement of the pelvic limb of the horse and the role of the muscles in the walk and the trot. *Anat. Embryol.*; 152:261-272.
69. Wickler, S.J.; Hoyt, D.F.; Cogger, E.A.; Myers, G. 2003. The energetics of the trot-gallop transition. *J. Exp. Biol.*; 206:1557-1564.
70. Wickler, S.J.; Hoyt, D.F.; Biewener, A.A.; Cogger, E.A.; De La Paz, K.L. 2005. In vivo muscle function vs speed II. Muscle function trotting up an incline. *J. Exp. Biol.*; 208:1191-1200.
71. Wilson, A.M.; Watson, J.C.; Lichtwark, G.A. 2003. Biomechanics: a catapult action for rapid limb protraction. *Nature*; 421:35-36.
72. Willems, P.A.; Cavagna, G.A.; Heglund, N.C. 1995. External, internal and total work in human locomotion. *J. Exp. Biol.*; 198:379-393.

Capítulo **3**

CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA LOCOMOCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

La locomoción se puede estandarizar y aplicar métodos de análisis para determinar diferencias en el comportamiento locomotor e incluso establecer diferentes características propias de las razas (Galisteo *et al.*, 1999).

Los estudios cinemáticos aportan información cuantitativa de los patrones normales de la marcha, brindan conocimientos de las fuerzas actuantes sobre cada uno de los miembros, contribuye con el diagnóstico de lesiones músculo esqueléticas y asiste a la evaluación de tratamientos. También constituye un método válido para comprender las adaptaciones de la locomoción siguiendo patrones de locomoción de lesiones. (Buchner *et al.*, 1996a; Buchner *et al.*, 1996b; Galisteo *et al.*, 1997; Clayton *et al.*, 2000; Kramer *et al.*, 2000; Buchner *et al.*, 2001).

La evaluación de los movimientos del caballo corrientemente la efectúan jueces y/o veterinarios. Esta modalidad se encuentra limitada a la subjetividad del criterio del observador y de las limitaciones del ojo humano (Morales *et al.*, 1998). En la actualidad la disponibilidad de técnicas objetivas, como histoquímica muscular y pruebas fisiológicas permiten cuantificar características funcionales del caballo. Así se han descrito diferencias en los patrones de las fibras musculares y la relación de algunos parámetros fisiológicos en razas utilizadas en actividades deportivas. Estos aspectos no se tienen en consideración al momento de seleccionar reproductores.

2. MÉTODOS DE MEDICIÓN DE LAS VARIABLES DE LA LOCOMOCIÓN

Al caballo se le pueden aplicar las mismas leyes mecánicas que a los cuerpos inanimados. Sin embargo estas leyes en el caballo deben aplicarse cuidadosamente. Las ecuaciones de la mecánica que determinan los movimientos de un conjunto de segmentos del cuerpo articulados entre sí resultan mucho

más complicadas que las que determinan el movimiento de un sistema de cuerpo rígido inanimado. Esta gran diferencia a menudo causa los errores teóricos.

Los seres vivos se rigen también según la mecánica de Newton por los que, existen dos enfoques complementarios para el estudio del cuerpo en movimiento:

- *Cinética o dinámica*: es el estudio de la causa del movimiento, que puede explicarse por la fuerza aplicada al cuerpo, su distribución de masa y dimensiones. La cinética se ocupa de las fuerzas, aceleraciones, energía y trabajo que también se hallan en relación con variables cinemáticas tales como aceleración y velocidad.

- *La cinemática* es el estudio de los cambios en la posición de los segmentos del cuerpo en el espacio durante un tiempo específico. Los movimientos se describen cuantitativamente por variables lineales y angulares que se relacionan con el tiempo, desplazamiento, velocidad y aceleración. En la cinemática no se hace referencia a la causa del movimiento.

Para realizar los estudios cinéticos y cinemáticos se requiere de laboratorios de análisis de movimiento. Un laboratorio de esta naturaleza suele estar equipado por cámaras infrarrojas. Se emplean al menos dos y pueden contener hasta cinco dependiendo de la complejidad del modelo biomecánico. La velocidad de registro de las cámaras varía de 50 a 1.000 Hz dependiendo de la velocidad de la actividad. A modo de ejemplo los análisis del aire de paso pueden registrarse con cámaras de 50 Hz. La información recogida se analiza con software de análisis de imágenes (Hobbs *et al.*, 2010).

2.1. Cinética o dinámica de la locomoción del caballo

Los estudios cinéticos y los parámetros derivados de los mismos contribuyen a detectar y cuantificar alteraciones de la locomoción de los caballos (Hugelshofer, 1982; Merkens *et al.*, 1988; Dow *et al.*, 1991; Buchner *et al.*, 1996; Clayton *et al.*, 2000; Williams *et al.*, 2001) y monitorear de manera fiable los progresos clínicos mediante el análisis y cuantificación de las fuerzas actuantes.

Los primeros análisis cinéticos en el caballo los realizó Marey (1873) quien empleó un sensor de presión conectado a la herradura y acelerómetros unidos a las extremidades para medir la duración del contacto de los cascos con el suelo en los distintos aires. En la actualidad se emplean sensores denominados plataformas de carga o de fuerza capaces de medir un amplio intervalo de condiciones y aspectos. Las plataformas de carga suelen colocarse en las cintas de ejercicios para realizar los análisis correspondientes. Cuando el caballo camina o trotta en la plataforma de fuerza el casco empuja contra el suelo y el suelo empuja contra su casco, con una fuerza llamada fuerza de reacción del suelo (FRS). El resultado es una gráfica que da idea de las características de las fuerzas.

Las plataformas de fuerza proporcionan la amplitud y orientación de la FRS (Figura N°III-1), las coordenadas del punto de acción de la fuerza y el valor del *momentum*¹¹ en este punto (Pratt y O'Connor, 1976; Quudus *et al.*, 1978; Ueda *et al.*, 1981; Schamhardt *et al.*, 1991).

La fuerza que ejerce el casco contra el suelo y la FRS resultante son iguales en magnitud y opuestas en dirección. Las fuerzas se representan con las flechas o vectores (Figura N° III-1). La longitud de la flecha es proporcional a la magnitud de la fuerza y cuanto más larga es la flecha, mayor es la fuerza. La dirección de la flecha indica la dirección de la fuerza. Para contribuir con la comprensión de las FRS se puede utilizar como referencia a la Figura N° III-1. En la misma se representa el modelo de segmentos corporales para el miembro torácico en las tres subfases del apoyo. Junto a los modelos de los miembros se representa la orientación de los segmentos de extremidad frontal en los mismos momentos en el tiempo (Clayton, 2001).

11 Ver la ley de Newton referida al momento y que es definida en el glosario del Capítulo II del presente libro de texto

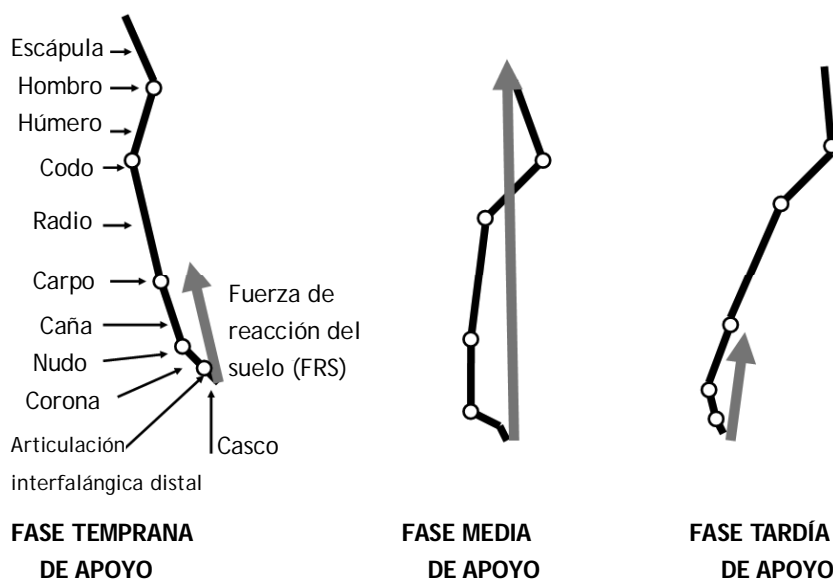


FIGURA N° III-1. Representación de la fase de apoyo del conjunto de segmentos que conforman al miembro anterior de un caballo al trote. En la representación se muestran tres subfases del apoyo. Adaptado de Clayton (2001).

La flecha que representa al vector de la FRS en la primer subfase de apoyo posee orientación oblicua contrapuesta al sentido de la marcha. La misma fuerza alcanza su máxima magnitud cuando el caballo alcanza la segunda subfase o subfase media de apoyo con dirección en sentido al centro de gravedad (CG) del miembro y paralela al miembro. En la tercer subfase y en la que los tendones y ligamentos comienzan a propulsar al miembro la FRS disminuye y su orientación es oblicua en sentido al avance de la zancada.

3. CINÉTICA DEL APOYO

La fase de apoyo representa dos impactos superpuestos y un rebote visible (Ruina *et al.*, 2005). El primer impacto es el resultado del impacto del casco contra el suelo; y el segundo es debido a la carga del peso corporal que se produce por el desplazamiento del cuerpo en movimiento sobre el miembro. Esta superposición de impactos se extiende hasta la mitad de la subfase de apoyo. Las dos colisiones representan un costo

importante de energía a pesar de los ahorros que ofrecen los tendones y ligamentos (Bertram *et al.*, 2006).

El rebote se produce entre la subfase media y el momento en que el casco abandona el suelo. Para designar a esta etapa suele emplearse el término en inglés “*rollover*” que describe el movimiento de balanceo del casco en la tierra y se corresponde con la tercer subfase del apoyo. El vocablo inglés “*breakover*” es usado como sinónimo, aunque también designa el preciso momento en que el casco abandona el suelo.

El primer contacto con el suelo y los siguientes 20-30 milisegundos (ms) es un acontecimiento continuo y debido a las características que posee se lo divide en impacto primario y secundario (Thomason y Peterson, 2008a; Gustås *et al.*, 2006). El impacto primario dura aproximadamente 5 ms durante el cual se registra una rápida desaceleración (Hjerten y Drevemo; 1994; Pratt, 1997; Schaer *et al.*, 2006). En este momento se producen dos fuerzas, una vertical y otra horizontal, que son bajas (Figura N° III-2). Inmediatamente sobreviene el segundo impacto y el deslizamiento del casco hacia adelante y su agarre al suelo, a la vez que el hueso metacarpiano es impulsado hacia adelante. Este es un período de aceleración reducida y de fuerza creciente (Figura N° III-3). Es cuando la energía se almacena en los tendones y ligamentos de la extremidad y el impulso se traslada desde la extremidad hacia arriba y revierte la tendencia al descenso del centro de gravedad.

Las componentes vertical y longitudinal de la FRS se pueden mostrar en forma de curvas. La Figura N° III-4 representa la curva típica de una fase de apoyo del miembro torácico de un caballo al trote.

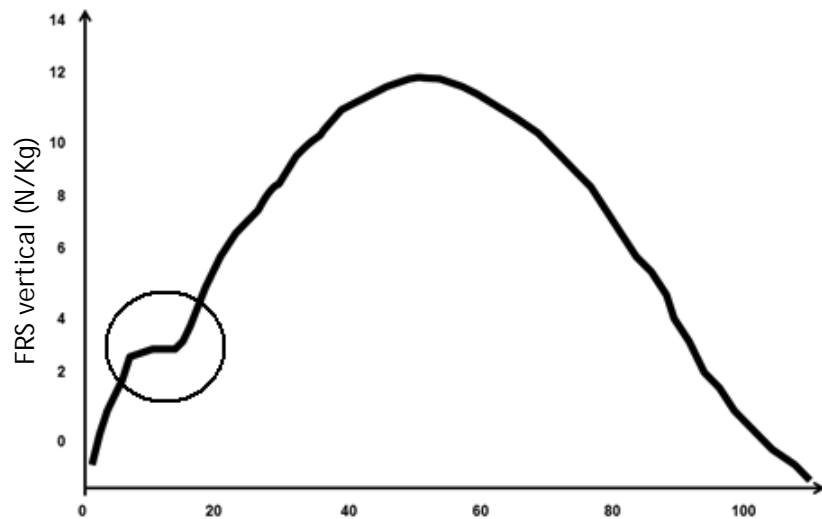


FIGURA N° III-2. La fotografía muestra a los miembros torácicos en dos posiciones de la fase de apoyo. El miembro derecho en la primera subfase de apoyo se representan las fuerzas vertical y horizontal (flechas punteadas) y FRS (flecha sólida). En tanto el miembro torácico izquierdo se encuentra en la tercer subfase de apoyo o *breakover* con la flecha se representa a la fuerza residual de la propulsión. Fotografía Ing. Pedro Goyeneche.



FIGURA N° III-3. Primera subfase de apoyo de miembro torácico izquierdo. En línea punteada se representa la fuerza vertical y la FRS que comienza a incrementarse y transformarse en fuerza de propulsión. Fotografía Ing. Pedro Goyeneche.

La fuerza vertical se eleva suavemente hasta un pico de alrededor de la mitad de la fase de apoyo y luego disminuye. Esto demuestra que la carga de las extremidades es mayor durante el apoyo medio. La fuerza longitudinal tiene una fase negativa, el componente de frenado, seguido de una fase positiva, el componente de propulsión. Esto indica que el miembro tiende a ralentizar el movimiento hacia delante en posición temprana y proporcionar propulsión hacia adelante a finales del apoyo (Clayton 2001).



Duración del tiempo de apoyo expresado en porcentaje FRS vertical (N/Kg)

FIGURANº III-4. Representación gráfica de la fuerza de reacción vertical (FRS) del miembro anterior durante la fase apoyo en el andar del trote. La curva muestra superposición de los impactos del casco en el suelo. La superposición genera un solo trazo. El círculo señala el primer impacto y el frenado que origina. Adaptado de Clayton (2001).

Una vez que el impacto concluye, la fuerza vertical en el casco se eleva rápidamente (Figura Nº III-3) a la vez que el impulso hacia abajo es resistido por la pezuña y su integridad física. En la subfase de apoyo medio la fuerza vertical está en su apogeo (Figuras Nº III-4 y III-5). Al trote representa aproximadamente 1,2 veces el peso corporal y se acerca a 2,5 veces al galope corto (Merkens *et al.*, 1993; Witte *et al.*, 2004). En esta subfase, la

Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo

fuerza horizontal es casi cero, lo que indica que en este punto hay un pequeño frenado y el CG se mueve hacia adelante sobre la extremidad.

Al inicio del *rollover* la FRS se encuentra reducida a aproximadamente en un 40% de su valor de máximo. Cuando comienza el "*rollover*" nuevamente se observan fuerzas de aceleración (Figura N° III-2; III-4) A menudo se produce un gran pico de aceleración cuando el casco despega del suelo.



FIGURA N° III-5. El miembro posterior se encuentra en la subfase media del apoyo. La FRS alcanzó su máximo valor y posee orientación perpendicular al plano de sustentación. Foto: Ing. Pedro Goyeneche.

Las componentes vertical y longitudinal de la FRS al trote se aprecian en el Figura N° III-6. La FRS alcanza su máximo valor cuando el vector de fuerza vertical máxima (VFv) alcanza su máximo nivel luego de haber disminuido por el impacto del casco en el suelo. El vector temporal cuantifica la duración de fuerza vertical máxima (TFv) y se extiende desde que el casco contacta con el suelo hasta que el miembro alcanza la mitad de la fase de apoyo y soporta el máximo peso. La duración de la fase de apoyo (DFa) es notablemente menor respecto a la duración de la fase de vuelo.

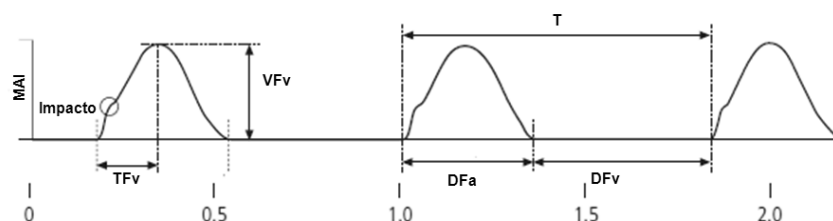


FIGURA N° III-6. Parámetros de la fuerza y el tiempo obtenidos del trote. VFv: Vector de fuerza vertical máxima; TFv: tiempo de fuerza vertical máxima; T: duración de un tranco o batida; DFa: duración de la fase de apoyo; DFv: Duración de la fase de vuelo. Weishaupt *et al.*, 2001

La comparación de las FRS de las cuatro extremidades brinda información acerca de cómo cada miembro contribuye a la carga de peso y la propulsión. Las extremidades delanteras de un caballo suelen llevar un poco más de peso que sus miembros pelvianos, ya que su centro de gravedad se encuentra más cerca de su golpe de derecha. En consecuencia, la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo es mayor en las extremidades delanteras que en las extremidades traseras. El componente longitudinal muestra de frenado y luego propulsión en las cuatro extremidades, pero el componente de frenado tiende a ser mayor en las extremidades delanteras, mientras que el componente propulsor tiende a ser mayor en las extremidades traseras. En los aires simétricos, paso y trote, las FRSs son simétricas en las extremidades derecha e izquierda, tanto para los pares torácicos como para los pelvianos. En el galope, las extremidades izquierda y derecha tienen diferentes FRS debido a los diferentes movimientos y funciones de la salida y las extremidades que conducen el galope (Clayton, 2001).

Las curvas de FRSs varían entre los miembros torácicos y posteriores en el mismo andar y entre andares. Al paso el VFv se caracteriza por ser ligeramente bífida: La primera mitad es ligeramente menor (Figura N° III-4). Las curvas de la fase de apoyo poseen mayor duración en el tiempo que la línea base correspondiente a la fase de vuelo. Las curvas de la FRSs al paso correspondientes al miembro pelviano son más bajas que las del miembro torácico en correspondencia a la ubicación del CG y el peso corporal entre los miembros anteriores y posteriores

(Figura N° III-7). También cabe destacar que la depresión que se presenta en el centro de la curva resulta ser mas profunda que en el miembro torácico generando dos pequeñas curvas de igual intensidad. Las curvas de la FRS de los miembros al trote muestran simetría de en las curvas tanto en la forma como en la frecuencia entre miembros correspondientes a las diagonales que integran.

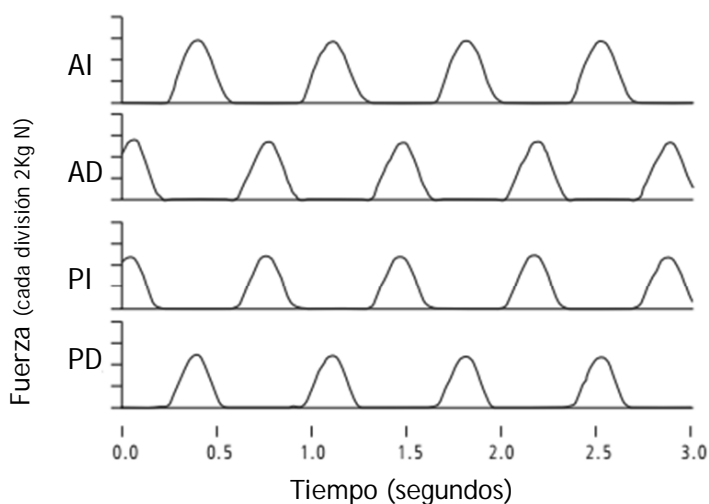
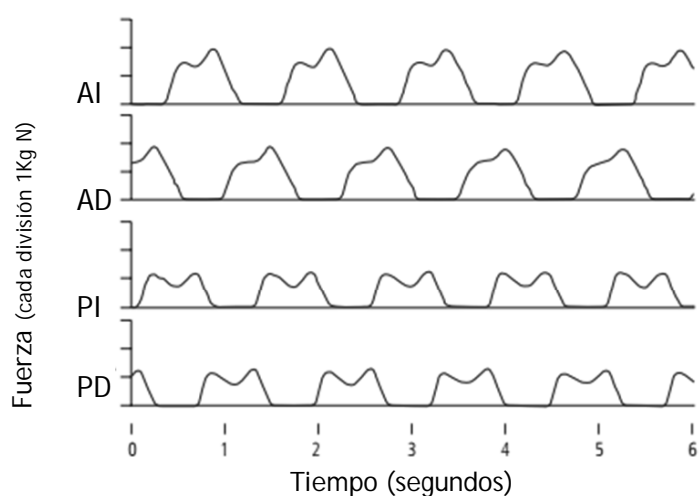


FIGURA N° III-7. Curvas representativas de las FRS calculadas en los cuatro miembros de un caballo al paso (arriba) y al trote (abajo). Obsérvense los patrones de fuerzas diferentes entre los miembros torácicos izquierdo y derecho al paso. La extremidad anterior izquierda tiene una pronunciación en la porción superior de la curva correspondiente al apoyo medio, mientras que no se encuentra en el miembro anterior derecho. Ése fue el resultado de una hiperextensión mecánicamente limitada al nudo derecho de este caballo específico. AI = extremidad anterior izquierda; AD = extremidad anterior derecha; PI = extremidad posterior izquierda; PD = extremidad trasera derecha. Fuente: Weishaupt (2002).

3.1. Métodos de obtención de las fuerzas de reacción provenientes del suelo (FRS)

Las placas de fuerza o celdas de carga son empleadas para determinar el sentido e intensidad de las FRSs. Para tal fin se han desarrollado diversos sistemas, cada uno con ventajas y desventajas.

Las placas de fuerza sólo pueden medir la fuerza de un solo miembro a la vez. La captura de un golpe sobre la plataforma de fuerza con la extremidad de interés puede requerir de dos a seis intentos dependiendo de la variabilidad del caballo y el tipo de la marcha estudiados (Merkens *et al.*, 1986; Merkens *et al.*, 1993a; Merkens *et al.*, 1993b).

Otro método para cuantificar las fuerzas de las extremidades en forma individual es mediante herraduras instrumentadas (Barrey, 1990; Roepstorff y Drevemo, 1993; Kai *et al.*, 2000;). Este método resuelve el problema de lograr que el caballo golpee la plataforma de fuerza con la extremidad de interés y a la vez permite estudiar varias zancadas consecutivas. Las primeras herraduras instrumentadas eran frágiles y no proporcionaban información completa sobre la fuerza de reacción del suelo. El desarrollo reciente de un modelo de herradura dinamométrica (Roland *et al.*, 2005) proporciona precisión de seis componentes de la carga. Sin embargo, el peso de estas herraduras es mayor que las de herraduras normales y por consiguiente las variables provenientes de zancadas largas pueden verse afectadas (Roland *et al.*, 2005).

Weishaupt *et al.*, (2002); Weishaupt *et al.*, (2004); Weishaupt *et al.*, (2006) presentaron un tercer método de obtención de la FRS que emplea una cinta de correr con dieciocho sensores de fuerza. Esta técnica permite medir en forma simultánea las

FRS en cada una de las cuatro extremidades a través de múltiples zancadas. Es un método que requiere instrumentación mínima, aunque el caballo tiene que estar acostumbrado a la locomoción sobre la cinta de correr. Buchner *et al.*, 1994 comunicaron ligeras diferencias en los patrones cinemáticos durante la locomoción en la cinta y la superficie de pista.

McGuigan y Wilson (2003) se basaron en el comportamiento elástico de la porción distal del miembro torácico. De tal modo la fuerza realizada por el miembro se encuentra directamente relacionada con la distancia codo-casco y el ángulo del nudo. Esto implica que dos variables cinemáticas conocidas se pueden utilizar a modo de *indicador de tensión*. La técnica requiere calibración previa en una plataforma de carga para luego relacionarla con la distancia codo-caso y ángulo del nudo, aunque parte de la medición se puede realizar sobre distintas superficies.

Un enfoque indirecto de la calibración sería el uso de fuerzas de las extremidades por estimación del denominado *factor de trabajo*. El factor de trabajo de la extremidad está en la proporción con la zancada de la extremidad que está en contacto con el suelo (Alexander *et al.*, 1979; Witte *et al.*, 2004). Quedó demostrado que el vector vertical de la FRS obtenido al trote para los miembros individuales el factor de trabajo puede predecirse con errores de solo el 3% (Witte *et al.*, 2004).

Las fuerzas máximas previstas en el trote podría ser utilizadas para la calibración de los 'indicadores' y los 'indicadores' calibrados pueden ser usados para determinar las fuerzas en otros aires. Sin embargo, el cálculo de las fuerzas de ciclos de trabajo, en lo sucesivo denominado "método de factor de trabajo", se basa en información sobre la distribución de la FRS total sobre los miembros individuales que deben haber sido adquiridos en la investigación anterior con la ayuda directa de fuerza medidas. Por otra parte, se trata de supuestos sobre la simetría y la periodicidad que no se mantendrá en los caballos claudicantes. Una aproximación indirecta a la calibración puede ser empleando fuerzas estimadas a partir del factor de trabajo. El factor de trabajo de la extremidad está en la proporción de la zancada de la extremidad que está en contacto con el suelo.

Diversas investigaciones establecieron los valores normales de plataformas de carga que son empleados a modo de referencia

en los aires del paso (Merkens *et al.*, 1986; Merkens *et al.*, 1988), trote (Barr *et al.*, 1995; Merkens *et al.*, 1995), galope (Merkens *et al.*, 1993a), para caballos de silla al paso y trote (Schamhardt *et al.*, 1991) y caballos de salto para obstáculos de 0,8-1,3 m (Schamhardt *et al.*, 1993).

En el andar del paso las fuerzas verticales alcanzan un promedio del 66% del peso corporal en los miembros torácicos y 51% (primer vector) en los miembros posteriores (Merkens *et al.*, 1986), en el trote 118% en el miembro torácico y 104% en los pelvianos y en el galope 101% en el miembro pelviano que apoya último, 115% en el miembro pelviano líder, 147% en el miembro torácico final (el miembro que apoya en último lugar) y 122% en el miembro torácico líder (Merkens *et al.*, 1993a).

Cuando un caballo salta un obstáculo de 0,8 m la amplitud de la FRS es similar a las halladas en el galope. Cuando la altura del obstáculo aumenta las FRSs incrementan considerablemente. Si el caballo ataca un obstáculo de 1,3 m al galope con el miembro torácico derecho la mayor fuerza se produce en el momento de despegue de los miembros torácicos y pelvianos.

Cuando el caballo ataca un obstáculo de 1,3 m de altura al galope con el miembro anterior derecho como líder, la mayor fuerza proveniente del suelo en el momento del despegue se observa en los miembros torácicos y pelvianos que le siguen, que es del 173% y 143% del peso corporal respectivamente. Durante el aterrizaje la fuerza disminuye gradualmente a lo largo de la secuencia de pasos de 204% del peso corporal en la extremidad anterior final al 153% en el miembro torácico líder y final posterior, y desciende al 122% en el líder del miembro pelviano (Schamhardt *et al.*, 1993). La magnitud de las fuerzas varía con la técnica de salto de cada caballo en particular.

En caballos de carrera a velocidad de 13,7-15,8 m/s tomadas con herraduras instrumentadas, las mayores fuerzas verticales se tomaron en la extremidad anterior líder, seguido por el líder posterior. En la porción peraltada de la curva las mayores fuerzas se registraron en el miembro líder de la extremidad anterior y posterior que confirma la observación que la mayoría de las lesiones de carreras se producen en las extremidades anteriores. No obstante, los resultados son insuficientes para hacer conclusiones debido a la localización de un único transductor piezoeléctrico ubicado en la ranilla del casco (Ratzlaff *et al.*, 1987).

3.2. Análisis cinemático

Con los métodos cinemáticos se pueden obtener los parámetros de desplazamiento consistentes en velocidad, aceleración lineal, ángulo de flexión de las articulaciones, velocidad angular y aceleración angular de los segmentos durante un andar u otra actividad como el salto (Hobbs *et al.*, 2010).

Los primeros análisis cinemáticos de los que se tienen registros, los realizó Marey (1873) y más tarde Muybridge (1887) empleó cámaras fotográficas para registrar por cronofotografía el movimiento del caballo y otros cuadrúpedos. Los principios de Muybridge se mantienen hasta la actualidad y consisten en filmar al animal en movimiento empleando una o más cámaras. De esta forma el observador puede analizar y describir los movimientos de cada uno de los segmentos en estudio (Figura N° III-5).

En la actualidad se utilizan marcadores adheridos a la superficie corporal en sitios pre-establecidos. Esos sitios en el miembro torácico son la extremidad de la espina escapular, tubérculo mayor del húmero, el punto medio entre los dos, epicóndilo lateral del húmero, articulación del carpo, menudillo, cara lateral del casco a nivel del pie. En los miembros pelvianos son la tuberosidad coxal, trocánter mayor del fémur, epicóndilo lateral del fémur, articulación del tarso (*talus*), menudillo, lado lateral del casco a nivel de la articulación del pie. En la cabeza y el cuello, las prominencias óseas son la cresta facial (cresta facialis), arco cigomático, ala del atlas, apófisis transversa de la vértebra séptima vértebra cervical (C7). En el tronco, los marcadores se sitúan en las apófisis espinosas de las vértebras T6, T10, T13, T17, L1, L3, L5, S3, S5 y C2 (Leach y Dyson, 1988; Schamhardt *et al.*, 1993; Bobbet *et al.*, 2007).

Los marcadores suelen ser pequeños círculos construidos con materiales reflectivos u objetos semi-esféricos (Langlois *et al.*, 1978; Leach y Cymbaluck, 1986) colocados en el centro de flexión de las articulaciones). No obstante, los movimientos de la piel durante la actividad física generan artefactos, especialmente en las articulaciones proximales (van Weeren *et al.*, 1990). Para optimizar la identificación de los marcadores el equino se ilumina con luz proveniente de LEDs (light-emiting diods) (Crevier-Denoix *et al.*, 2010)

Los registros se realizan con cámaras digitales de 300 a 600 Hz. Las mismas pueden colocarse en posiciones fijas y tomar el movimiento del caballo a una distancia de 15-30 metros, o bien pueden montarse en vehículos que circulan en forma paralela al caballo durante el ejercicio a una distancia variable de 5 a 7 metros. Los videos capturados se procesan en softwares especializados para analizar la información obtenida que son devueltos en tablas de datos y gráficos (Crevier-Denoix, *et al*, 2010). Entre los gráficos que devuelven los softwares se hallan las representaciones estáticas o animadas de los segmentos corporales ejecutando distintas actividades (Figura N° III-8).

Muchos estudios analizan los movimientos de la locomoción en dos dimensiones, pero requieren cuatro o más cámaras para realizar construcción tridimensional y posterior análisis de ambos lados del caballo (Peloso *et al.*, 1993; Degeurce *et al.*, 1996).

Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo

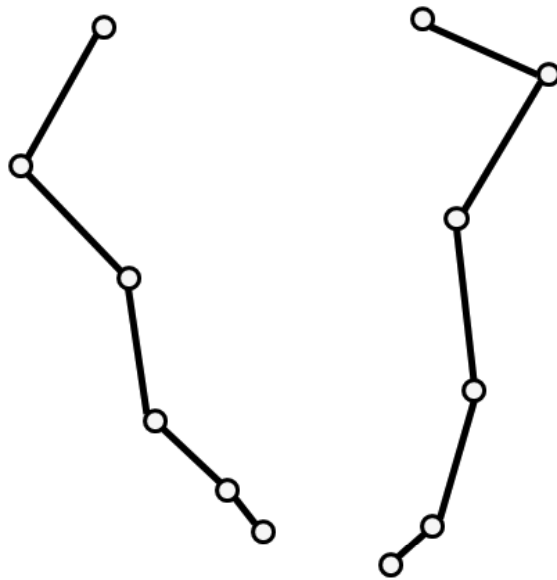


FIGURA N° III-8. Marcadores sobre la superficie de un caballo desplazándose al paso (arriba). Representación de los segmentos correspondientes a los miembros torácico y pelviano del mismo caballo (abajo). Fuente propia

La complejidad de los equipos empleados que incluyen sensibilidad de sus componentes y números de cámaras digitales, se pueden efectuar estudios en dos y tres dimensiones (Peloso *et al.*, 1993; Degeurce *et al.*, 1996). Alguna de las limitaciones del sistema tridimensional reside en que el estudio sólo incluye un campo de visión restringiéndolo a pocos pasos del andar. Para analizar condiciones del ejercicio real se emplean técnicas con cámaras de paneo y campo de visión de 30 metros (Holmström y Fredricson, 1992; Drevemo y Johnston, 1993; Galloux y Barry, 1997).

Los investigadores prefieren las técnicas de 2D para responder las hipótesis en relación a la locomoción equina, a pesar que los marcadores simplifican las porciones distales de los miembros debido al pequeño tamaño de los segmentos y los artefactos provocados por los tejidos blandos (Weeren *et al.*, 1992; Drevemo *et al.*, 1999; Clayton *et al.*, 2002). Las preferencias se deben a la poca variación de las zancadas intraindividuales en el plano sagital. La mayor variabilidad se documenta en las características de la zancada interindividuales, en particular cuando las diferencias de raza y conformación son evidentes (Galisteo *et al.*, 2001).

Back *et al.*, (1996) estudiaron la cinemática del trote del caballos DutchWarmblood. Analizaron la longitud de la zancada relacionando ángulos articulares y rangos de movimientos a una velocidad¹² de $4,0 \text{ ms}^{-1}$ sobre cinta de ejercicio. Establecieron que los caballos con una longitud de la zancada de 2,7 m era 1.6 veces mayor que la longitud al paso. El aumento respondió a un aumento de la protracción o prolongación de 1,6 grados en la extremidad anterior y 1,4 grados en la extremidad posterior. A excepción del nudo, se registraron patrones similares para los diagramas de tiempo ángulo articular de las articulaciones de las extremidades en la caminata y el trote. Sin embargo, no se observaron diferencias absolutas en la cinemática temporal y espacial. Al paso se registraron dos extensiones máximas articulares mientras que al trote sólo había una. La variabilidad en el rango de movimiento en ambas extremidades fue mayor en las articulaciones de mayor movimiento. Por lo que el rango de movimientos del nudo del miembro torácico, carpo y nudo del

12 La velocidad en cinemática se expresa en ms^{-1} . 1 ms^{-1} equivale a $3,6 \text{ km/h}$

miembro pelviano fueron $80,6 \pm 7,1$; $90,8 \pm 7,1$ y $85,0 \pm 7,7$ grados respectivamente.

Robert *et al.*, (2005) comunicaron las variaciones de los ángulos de las articulaciones del codo, carpo, cadera, rodilla, tarso y nudos anterior y posterior a distintas velocidades en el aire de trote (Tabla N° 2).

En teoría, si el centro de gravedad y el momento de inercia de cada segmento pueden ser determinados midiendo la distribución de la masa y sus dimensiones, es posible entonces estimar los parámetros cinéticos (fuerzas y el momento cinético). Éstos determinan el movimiento de cada segmento a partir de los datos cinemáticos. La energía cinética se puede calcular para cada segmento y para todo el cuerpo en movimiento (Duboy *et al.*, 1994) (Figura N° III-9).

Tabla N° 2

Valores medios de las variables cinemáticas de los miembros correspondiente a cuatro caballos tomados al trote a diferentes velocidades

Articulación/ Velocidad	3,5	4,0	4,5	5,0	6,0
Codo					
Extensión máxima	163,3	164,0	164,8	165,0	165,3
Flexión máxima	112,3	109,7	109,5	109,3	104,0
Carpo					
Extensión máxima	187,5	187,8	187,3	187,5	187,3
Flexión máxima	113,5	108,8	104,3	98,5	96,5
Nudo anterior					
Extensión máxima	123,0	121,1	119,5	118,5	116,7
Flexión máxima	203,3	205,5	209,3	213,5	212,7
Cadera					
Extensión máxima	117,5	117,8	117,8	118,5	119,3
Flexión máxima	93,5	92,3	90,5	89,5	89,3
Rodilla					
Extensión máxima	160,0	159,8	159,0	157,8	156,7
Flexión máxima	121,3	120,8	119,3	117,7	117,5
Tarso					
Extensión máxima	161,5	161	161,8	162,5	162,3

Flexión máxima	113,5	112,5	110,0	107,0	107,0
<hr/>					
Nudo posterior					
Extensión máxima	117,5	116,8	118,3	114,8	116,0
Flexión máxima	198,8	202,0	203,0	204,0	205,7

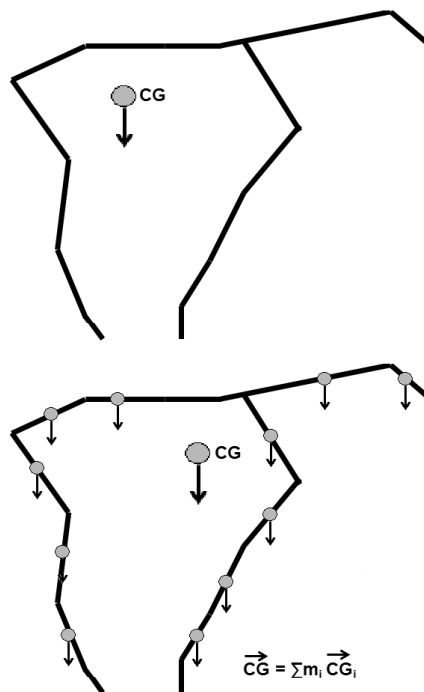


FIGURA N° III-9. Representación de los segmentos corporales. Cada segmento conecta los marcadores articulares. Modelo tradicional de localización del CG (izquierda). Determinación del CG para cada uno de los segmentos. En este caso el CG está conformado por la sumatoria del CG de cada segmento. Modificado de Hobbs *et al.*, 2009.

Back *et al.*, (1995) establecieron la relación entre la cinemática y la función. De esta forma describieron el movimiento de cada segmento en la extremidad anterior equina durante un paso completo en caballos de trote a $4,0\text{ms}^{-1}$. Establecieron que la flexión de la escápula y el movimiento cráneo-caudal de la porción distal del miembro es sincrónico y pendular. En tanto la articulación del carpo rápidamente se halla en posición de sobre-extensión al comienzo de la fase de apoyo para permitir que la

extremidad anterior se comporte como un puntal de propulsión. Los menudillos actúan como resortes elásticos para cargarse de energía elástica mientras absorben oscilaciones generadas por el contacto inicial con el suelo. La coordinación entre las articulaciones del carpo y del menudillo en la fase de balanceo está fuertemente influenciada por la inercia (Back *et al.*, 1995).

Respecto al miembro posterior y bajo las mismas condiciones establecieron que el movimiento del miembro posterior en el plano sagital parece ser pendular alrededor del punto de rotación que es el acetábulo. Durante la fase de apoyo, la extensión de la articulación del nudo, la flexión de la rodilla, las articulaciones del tarso y el pie absorben las fuerzas que recibe la extremidad posterior. El aparato recíproco en la fase de balanceo durante la ejecución del tranco influye en la flexión del nudo y extensión del tarso y rodilla (Back *et al.*, 1995).

4. BIOMECÁNICA DEL CASCO DURANTE LA FASE DE APOYO

Tan pronto como el casco contacta con el suelo comienza a deformarse. La deformación consiste en la compresión de la región de los talones y se produce por el accionar de las fuerzas vertical y horizontal. La superimposición de la curva del segundo impacto crece exactamente igual a la gráfica del primer impacto mientras que los demás picos y aplanamientos se corresponden con la aceleración horizontal. Estos eventos representan la pezuña de deslizamiento y el comienzo de la segunda colisión que se producen durante el segundo impacto.

Muy poca energía que se produce por el primer impacto es absorbida por las paredes del casco. Un estudio realizado en cadáveres mostró que 67% de la energía la absorbió la unión laminar (Willemen *et al.*, 1999) aunque no registró la energía que absorben los tejidos blandos que comprenden a los talones. Otro estudio similar donde se estudió la participación de los talones confirmó que los mismos junto a las uniones laminares se hallan implicados en la absorción (Lanovaz *et al.*, 1998). Los mismos investigadores sugirieron que la energía también es absorbida por las articulaciones del dedo y los tejidos blandos. También destacaron que las vibraciones de alta frecuencia que se generan con el primer impacto se atenúan de forma selectiva por los tejidos blandos.

El momento y la forma en que el casco hace contacto con el suelo son de relevancia. En 18 caballos Warmbloods montados al trote los cascos de los miembros torácicos se posaron en el talón lateral el 60% de las veces y en forma plana el 30%. Mientras que los cascos pelvianos apoyaron con el lateral izquierdo el 97% de la veces (Van Heel *et al.*, 2004). A pesar de que el tiempo entre el primer contacto de los talones y el apoyo pleno del casco es de sólo unos pocos milisegundos, parte del impacto es absorbido por los talones y las estructuras asociadas, como la ranilla y el cojinete plantar.

Debido a las características del segundo impacto, de ser extremadamente breve y que está asociado a desaceleraciones y deslizamiento, es quizás el más nocivo y el que mayores injurias produce durante el apoyo sobre el tercer hueso metacarpiano en caballos de carrera (Hjerten y Drevemo 1994; Pratt 1997; Gustås *et al.*, 2001). Las fuerzas no son excesivamente grandes comparadas con las de la subfase de apoyo medio. Pero como originariamente se orientan de forma horizontal, las fuerzas predominantes que accionan sobre el tercer hueso metacarpiano son las fuerzas tangenciales sobre las de compresión (Pratt, 1997). Los huesos largos son más vulnerables a las fracturas por acción de las fuerzas tangenciales (Biewener *et al.*, 1983). Este razonamiento es lógico y se basa en los principios mecánicos, no obstante aún no se demostró como etiología de fracturas cuando los caballos se encierran desarrollando grandes velocidades (Thomason *et al.*, 2008b).

No se posee información respecto a la forma en que el segundo impacto afecta al casco. Este es el momento en que la segunda falange gira hacia la suela aproximadamente 20° durante el trote (Chateau *et al.*, 2006). La presión de la vena coronaria se eleva rápidamente hasta alcanzar su punto máximo aproximadamente en el extremo del segundo impacto (Ratzlaff *et al.*, 1985). Bowker *et al.*, (1998) sugirieron que estas estructuras podrían ser importantes en la absorción del segundo impacto.

En relación a las articulaciones del pie no caben dudas que la presión de la articulación interfalángica distal (AID) varía con las oscilaciones horizontales del dedo. Pero se desconocen la magnitud y distribución de las presiones. Los experimentos efectuados en cadáveres indican que los cambios angulares de la AID

tienen poco efecto sobre la presión de contacto a pesar de que el área de contacto articular puede variar (Bowker *et al.*, 2001).

4.1. Cinética del casco en la fase de apoyo

Las fuerzas que actúan sobre el casco durante la fase de apoyo son de grandes magnitudes, en especial a altas velocidades. Incluso en condiciones de cascos bien balanceados, esas fuerzas se encuentran cerca de causar lesiones. La acción de la palanca del nudo en la máxima dorsiflexión además de absorber el impacto de la segunda colisión magnifica las FRS por 2 o 3 veces (Gustås *et al.*, 2004).

La medición de las FRS es casi obligatoria para cualquier evaluación de la pezuña y la integridad física de los elementos que soportan las cargas. Como quedara establecido, las FRS se estudian y analizan adecuadamente en condiciones de laboratorio, en tanto que a campo resultan ser más difíciles de cuantificar con resultados discrepantes (Biewener *et al.*, 1983; Clayton *et al.*, 2000; Gustås *et al.*, 2004). Un enfoque alternativo es utilizar otras mediciones como sustitutos de FRS, como factor de trabajo (duración del apoyo como una fracción de la duración de la zancada), estrés del casco (Savelberg *et al.*, 1997; Witte *et al.*, 2004) y una combinación de variables cinemáticas medidas a partir de la calibración de los videos (Bobbert *et al.*, 2007). Todos estos métodos tienen potencial, pero sin duda una herradura instrumentada es más precisa (Thomasson, 2009).

Complementariamente estas herraduras contribuyen a localizar el centro de presión (CP) del casco. Identificar el sitio del CP es de importancia, por ejemplo, para evaluar los beneficios de las herraduras terapéuticas como las utilizadas para aliviar la presión de los talones en los casos de síndrome del navicular (Rogers y Back, 2003).

Las FRS se obtienen de forma no invasiva y se utilizan en los cálculos de fuerzas, el *momentum* y para estimar el flujo de energía alrededor de las articulaciones (Colborne *et al.*, 1997; Meershoek y Van den Bogert, 2001) en los huesos y tendones de la parte distal de los miembros (Swanstrom *et al.*, 2005). Desde la perspectiva del casco las FRS son las principales fuerzas que recibe el casco durante el apoyo que son contrarrestadas por las fuerzas que actúan a través de los huesos, los tendones y los ligamentos del dedo (Thomason, 2009).

4.2. Distribución de las fuerzas en el interior del casco

Wilson *et al.*, (2001) hicieron trotar 6 caballos sanos y 6 con diagnóstico de síndrome navicular sobre una plataforma de fuerza que además poseían marcadores reflectantes en el casco y dedo. El procedimiento proporcionó la posición del casco y la angulación de los dedos, la ubicación del centro de rotación (CDR) de la AID y la posición de aplicación del vector de la FRS. Esta ubicación es equivalente al centro de presión (CP) (medido por las herraduras instrumentadas), también conocido como punto de momento cero (PMC). El PMC es el punto teórico en el que todas las fuerzas de equilibrio se encuentran balanceadas (Sardain y Bessonnet, 2004). El CDR de la AID está a una distancia (g) del PMC, y la FRS en este punto tiende a extenderse a la articulación (Figura N° III-7). La tendencia de rotación de la articulación se calcula como fuerza de brazo de palanca. Si el casco y el dedo permanecen estáticos se puede asumir que hay un momento igual y opuesto que tiende a flexionar la AID y que parte desde la tensión (T) en el tendón flexor digital profundo (Figura N° III-7). El brazo de palanca o momento del tendón sobre la AID es la distancia (t). Téngase en cuenta que el brazo de palanca siempre se mide perpendicular a la FRS. Midiendo t se puede cuantificar la magnitud de (T) en cada cuadro del video según la siguiente ecuación

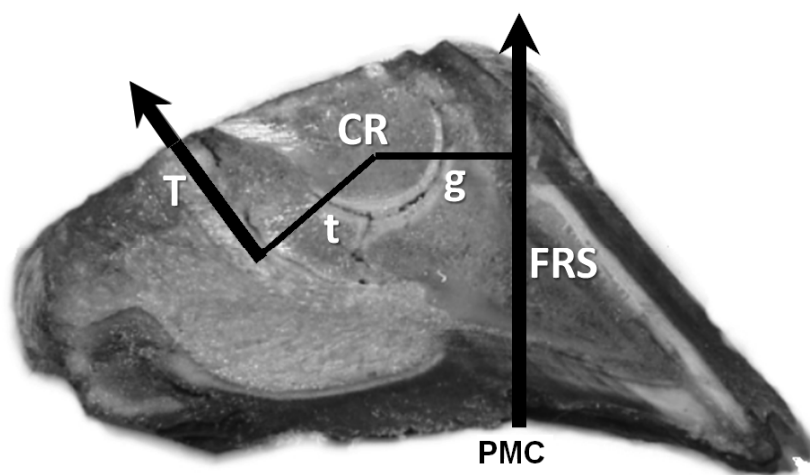
$$FRS \times g = T \times t$$

En el experimento de Wilson *et al.*, (2001) la fuerza T fue aproximadamente del 40% de la FRS en la subfase media del apoyo y mostró marcada diferencia en la carga que debió soportar el hueso navicular entre los caballos sanos y enfermos. Los principios que subyacen a este enfoque son exactamente los mismos que utiliza para descargar las presiones que ejerce el tendón flexor digital profundo sobre el hueso navicular por el uso de herraduras elevadas en los talones. La inclinación del casco hacia adelante reduce la longitud del brazo de palanca (g), y como la longitud de la (t) no cambia, la magnitud de (T) se reduce proporcionalmente.

4.3. Función mecánica de las estructuras anatómicas del casco en la fase de apoyo

Las presiones y tensiones de la FRS fueron establecidas para unas pocas estructuras como son la pared del casco y el hueso navicular. Como resultado de ello, sólo es posible especular sobre la función mecánica de muchas de las estructuras dentro del casco durante la fase de apoyo. Debido a las diferentes condiciones de carga en apoyo que se contraponen al impacto, cada estructura tendría distintos roles en cada fase (Barrey, 1990).

La unión laminar interviene atenuando las vibraciones de alta frecuencia en el impacto (Willemen *et al.*, 1999) es un punto de importancia durante la fase de apoyo ya que suspende a la falange distal dentro del estuche córneo del casco. En teoría la unión laminar (UL) en el dedo se carga de tensión dirigida hacia abajo y hacia los talones. También resiste el *momentum* del ejercido en la falange distal por la tensión que ejerce el tendón FDP (Figura N° III-10).



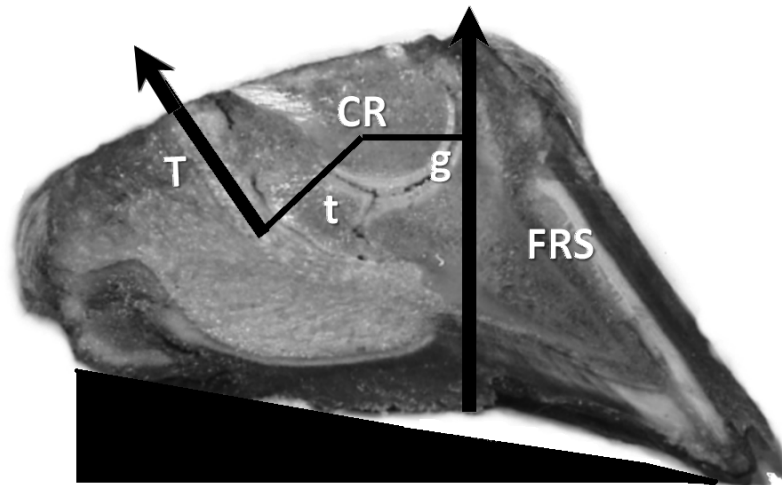


FIGURA N° III-10. Corte sagittal del pié equino que muestran los momentos de contraparte de la fuerza de reacción del suelo (FRS) y la tensión en el tendón flexor digital profundo (T). Arriba: el casco sin herradura; abajo: herradura (representada por la cuña en color negro) elevada en forma de cuña. Abreviatura: CR: centro de rotación de la segunda falange, g: brazo de palanca de GRF acerca del CDR; t: brazo de palanca de T sobre CR; PCM, punto de momento cero. Adaptado de Thomason (2009).

La suela y ranilla llamaron la atención acerca de como pueden absorber fuerzas durante a función normal y si están involucrados casualmente en la expansión de los talones (Colles, 1989; Roepstorff *et al.*, 2001). Sin embargo es poco probable que la fuerza se transmita directamente a través de la suela y la dermis solar a la falange distal por la sencilla razón de que tal fuerza aplastaría la dermis solar y la arteria coronaria dentro de ella. Davies *et al.*, (2007) propusieron que la suela se comporta como la piel de un tambor. La fuerza vertical que actúa sobre él se transfiere a los lados del tambor, que para el caso se transmite al casco y luego a la tercera falange a través de la unión laminar (Figura III-11). El aspecto ondulado de la suela, barras y ranilla en un plano frontal, y la suavidad relativa de la rana, es análogo al fuelle corrugado de un acordeón cuyo movimiento hacia los laterales aplanan los pliegues, el movimiento hacia el exterior hace que se plieguen. De ser correcto este mecanismo, claramente facilitaría la expansión normal de los talones como

resultado del aumento de la fuerza durante el apoyo y luego nuevamente la contracción por reducción de la fuerza hacia el momento que se produce el *rollover*. El mecanismo hace hincapié en la posibilidad de un papel mecánico significativo para la línea blanca, cual es resistir las fuerzas transferidas entre la suela y la pared del casco como las cuartas partes que se expanden.

Hasta el presente este mecanismo es sólo una hipótesis a pesar de algunos pocos estudios y resultados de observaciones. La presión del cojinete plantar se reduce, no aumenta durante la mayor parte de la fase de apoyo (Dyhre-Poulsen *et al.*, 1994). Los marcadores colocados en el interior del cojinete plantar no indicaron que los cambios de presión provoquen cambios de la suela, ranilla o de la pared (Taylor *et al.*, 2005).

El mecanismo propuesto hace predicciones sobre la función mecánica de la suela y la ranilla. Pero las funciones exactas del cojín digital y los cartílagos colaterales permanecen desconocidas. Podría ser que durante la fase de apoyo el cojín digital proporciona espacio para la segunda falange y la suela, para descender con poca resistencia, es decir, el cojín sería un relleno fácilmente deformable sin gran función en la mecánica de apoyo. Lo mismo puede decirse de los cartílagos laterales (Thomason, 2009)

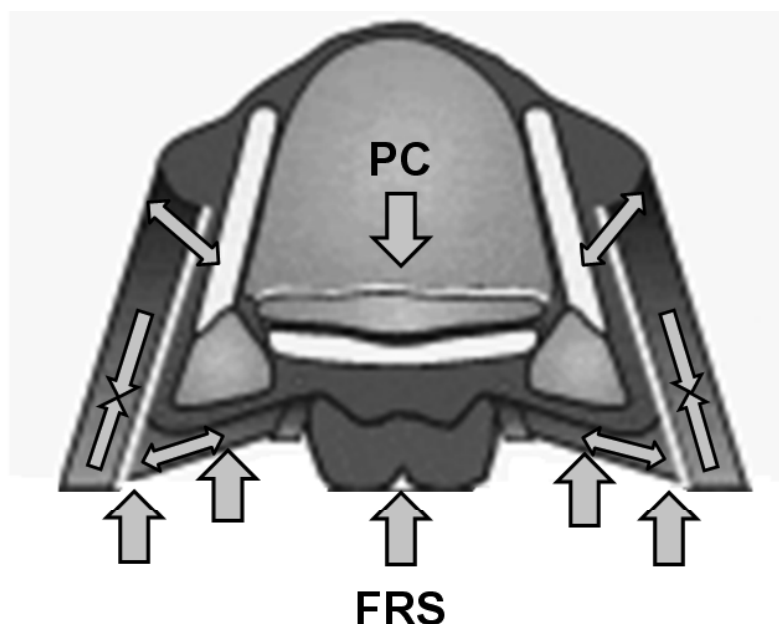


Figura N° III-11. Ilustración del corte transversal del casco mostrando la hipótesis de la transmisión de las fuerzas desde la suela a la falange distal en la fase de apoyo. Las fuerzas son iguales y opuestas a la fuerza resultante del peso corporal (PC). Las fuerzas reaccionantes del suelo (FRS) se distribuyen por toda la superficie de la suela es igual y opuesta a la fuerza resultante del peso corporal (PC) y la inercia que actúa a través de la falange distal. Las flechas debajo de la suela, pared y unión laminar muestra como trabaja la suela como parte del mecanismo de suspensión de la falange distal en el interior del casco. Modificadado de Thomason (2009).

4.4. Efectos de la pista y la herradura

Durante apoyo las herraduras aseguran que el casco esté bien anclado contra la pista cuando el caballo realiza el apoyo. Si se realiza bien esta función, entonces las variaciones en el tipo de herradura y superficie de la pista deben tener poco efecto sobre la mecánica del casco. El principio se sustenta en que la velocidad y el factor de trabajo son constantes, entonces el impulso hacia arriba y la fuerza vertical asociados deben ser también constante (Witte *et al.*, 2004). Los estudios con herraduras instrumentadas sobre pistas de arena fina y pista artificial constataron este principio para las fuerzas verticales máximas durante el apoyo (Robin *et al.*, 2009). Del mismo modo un estudio de la pared del casco en pista de césped y

Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo

pistas artificiales no mostró diferencias significativas en la fase de apoyo medio (Thomason *et al.*, 2008).

5. ACTIVIDAD

Caso N° 1.

En la fotografía III-12 se muestra un casco del miembro torácico izquierdo que se halla herrado para compensar el apoyo por naviculitis.



FIGURA N° V-8. Vista medial del casco herrado. Nótese que la herradura posee elevación en los talones. Fuente propia.

- a) ¿Cómo se identifica el sitio de centro de presión?
- b) ¿Por dónde pasa la FRS en el casco de este caso?
- c) ¿Cómo obra el CP sobre la tensión del tendón del músculo flexor digital profundo?

BIBLIOGRAFÍA

1. Alexander, R.M.; Maloiy, G.M.O.; Hunter, B.; Jayes, A.S.; Nturibi, J. 1979. Mechanical stresses in fast locomotion of buffalo (*Syncerus caffer*) and elephant (*Loxodonta africana*). *J. Zool.*; 189:135-144.
2. Back, W.; Schamhardt, H.C.; Savelberg, H.H.C.M.; Van Den Bogert, A.J.; Bruin, G.; Hartman, W.; Barneveld, A. 1995. How the horse moves: 2. Significance of graphical representations of equine hind limb kinematics. *Equine Vet. J.*; 27:39-45.
3. Back, W.; Schamhardt, H.C., Barneveld, A. 1996. Are kinematics of the walk related to the locomotion of a warmblood horse at the trot? *Vet. Quarterly* 18:79-84.
4. Barr, A.R.; Dow, S.M.; Goodship, A.E. 1995. Parameters of forelimb ground reaction force in 48 normal ponies. *Vet. Rec.*; 136:283-286.
5. Barrey, E. 1990. Investigation of the vertical hoof force distribution in the equine forelimb with an instrumented horseboot. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 9:35-48.
6. Barrey, E. 1990. Investigation of the vertical hoof force distribution in the equine forelimb with an instrumented horseboot. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 9:35-38.
7. Bertram, J.E.A.; Ruina, A.; Srinivasan, M. 2006. Collision costs in terrestrial gaits. *J. Biomech. Suppl.*; 39S:359-S359.
8. Biewener, A.A.; Thomason, J.; Goodship, A. 1983. Bone stress in the horse forelimb during locomotion at different gaits: a comparison of two experimental methods. *J. Biomech.*; 16:565-572.
9. Björck, G. 1958. Studies on the draught force of horse: development of a method using strain gauges for measuring between hoof and ground. *Acta Agriculturae Scandinavica Suppl.* 4.
10. Bobbert, M.F.; Gómez Álvarez, C.B.; van Weeren, R.; Roepstorff, L.; Weishaupt, M.A.; 2007. Validation of vertical ground reaction forces on individual limbs calculated from kinematics of horse locomotion. *J. Exp. Biol.*; 210:1885-1896.
11. Bowker, R.M.; Van Wulfen, K.K.; Springer, S.E. 1998. Functional anatomy of the cartilage of the distal phalanx

- and digital cushion in the equine foot and a hemodynamic flow hypothesis of energy dissipation. *Am. J. Vet. Res.*; 59:961-968.
12. Bowker, R.M.; Atkinson, P.J.; Atkinson, T.S. 2001. Effect of contact stress in bones of the distal interphalangeal joint on microscopic changes in articular cartilage and ligaments. *Am. J. Vet. Res.*; 62:414-424.
 13. Buchner, H.H.F.; Savelberg, H.C.M.; Schamhardt, H.C.; Merckens, H.; Barneveld, A. 1994. Habituation of horses to treadmill locomotion. *Eq. Vet. J. Suppl*; 17:13-15.
 14. Buchner, H.H.; Savelberg, H.H.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. 1996a. Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Vet. J.* 28, 71-76.
 15. Buchner, H.H.; Savelberg, H.H.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. 1996b. Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Vet. J.* 28, 63-70.
 16. Buchner, H.H.; Savelberg, H.C.M. 1997. Inertial properties of Dutch Warmblood horses. *J. Biomech.*; 30:653-658
 17. Buchner, H.H.; Obermuller, S.; Scheidl, M. 2001. Body centre of mass movement in the lame horse. *Equine Vet. J. Suppl.* 33, 122-127.
 18. Chateau, H.; Degeurce, C.; Denoix, J.M. 2006. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. *Eq. Vet. J.*; 38:164-169.
 19. Clayton, H.M.; Schamhardt, H.C.; Willemsen, M.A.; Lanovaz, J.L.; Colborne, G.R. 2000. Kinematics and ground reaction forces in horses with superficial digital flexor tendinitis. *Am. J. Vet. Res.* 61, 191-196.
 20. Colborne, G.R.; Lanovaz, J.L.; Sprigings, E.J. 1997. Power flow in the equine forelimb. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 23:37-40.
 21. Colles, C.M. 1989. The relationship of frog pressure to heel expansion. *Eq. Vet. J.*; 21:13-16.
 22. Crevier-Denoix, G.N.; Robin, D.; Pourcelot, P.; Falala, S.; Holden, L.; Estoup, P.; Desquibet, L.; Denoix, J.M.; Chateau, H.; 2010. Ground reaction force and kinemat-

- ic analysis of limb loading on two different beach sand tracks in harness trotters. *Equine Vet. J.*; 38:544-551.
23. Davies, H.M.S.; McCarthy, R.N.; Jeffcott, L.B. 1994. Surface strain on the dorsal metacarpus of thoroughbreds at different speeds and gaits. *Acta Anatomica*, 146:148-153.
 24. Degeurce C.; Dietrich, G.; Pourcelot, P.; Denoix, J.M.; Geiger, D. 1996. Three dimensional kinematic techniques for evaluation of horse locomotion in outdoor conditions. *Med. Biol. Eng. Computing*; 34:1-4.
 25. Dow, S.M.; Leendertz, J.A.; Silver, I.A.; Goodship, A.E. 1991. Identification of subclinical tendon injury from ground reaction force analysis. *Equine Veterinary Journal* 23, 266-272.
 26. Drevemo, S.; Johnston, C.J. 1993. The use of a panning camera technique in equine kinematic analysis. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 17:39-43.
 27. Drevemo, S.; Johnston, C.; Roepstorff, L., Gustas, P. 1999. Nerve block and intra-articular anesthesia of the forelimb in the sound horse. *Eq. Vet. J. (Suppl. 30)*, 266-269.
 28. Duboy, J.; Junqua, A.; Lacouture, P. 1994. L'analyse cinématique d'un mouvement humain en 2D. In *Mécanique humaine*, Revue EPS, Paris, France.
 29. Dyhre-Poulsen, P.; Smedegaard, H.H.; Roed, J. 1994. Equine hoof function investigated by pressure transducers inside the hoof and accelerometers mounted on the first phalanx. *Eq. Vet. J.*; 26:362-366.
 30. Frederic, F.H.Jr.; Henderson, J.M. 1970. Impact force measurement using preloaded transducers. *Am. J. Vet. Res.*; 31:2279-2283.
 31. Galisteo, A.M.; Cano, M.R.; Morales, J.L.; Miro, F.; Vivo, J.; Aguera, E. 1997. Kinematics in horses at the trot before and after an induced forelimb supporting lameness. *Equine Vet. J. Suppl.* 23, 97-101.
 32. Galisteo, A.M.; Vivo, J.; Miró, F.; Morales J.L.; Monterde, J.G.; Cano, M.R. 1999. Variaciones en el patrón biocinémático básico del paso de caballos de tres razas guiados de la mano. *Arch Zoot.* 48: 327-335.

33. Galisteo, A.M.; Morales, J.L.; Cano, M.R.; Miro, F. Aguera, E., Vivo, J. 2001. Inter-breed differences in equine forelimb kinematics at the walk. *Journal of Veterinary Medicine* 48:277-285.
34. Galloux, P.; Richard, N.; Dronka, T.; Leard, M.; Perrot, A.; Jouffrey, J.L.; Cholet, A. 1994. Analysis of equine gait using three-dimensional accelerometers fixed on the saddle. *Eq. vet. J. Suppl.*; 17:44-47.
35. Galloux, P.; Barrey, E. 1997. Components of the total kinetic moment in jumping horses. *Eq. Veterinary Journal Suppl.* 23, 41-4.
36. Clayton, H.M. 2001. *The Science of Lameness*. USDF Connection. Sept. 29-32
37. Hobbs, S.J.; Levine, D.; Richards, J.; Clayton, H.; Tate, J.; Walker, R. 2010. Motion analysis and its use in equine practice and research. *Vet. Med. Austria*; 97:55-64
38. Gustås, P.; Johnston, C.; Roepstorff, L. 2001. In vivo transmission of impact shock waves in the distal forelimb of the horse. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 33:11-15
39. Gustås, P.; Johnston, C.; Roepstorff, L. 2004. Relationships between fore- and hindlimb ground reaction force and hoof deceleration patterns in trotting horses. *Eq. Vet. J.*; 36:737-742. 40.
40. Gustås, P.; Johnston, C.; Hedenström, U. 2006. A field study on hoof deceleration at impact in Standardbred trotters at various speeds. *Equine Comp. Ex. Phys.*; 3:161-168.
41. Hjerten, G., Drevemo, S. 1994. Semiquantitative analysis of hoof-strike in the horse. *J. Biomech.*; 27:997-1002.
42. Hölmstrom, M.; Fredricson, I. 1992. High speed cinematographic gait analysis in riding horses. In: *Proceedings of 43th European Association for Animal Production-Horse commission H1*, pp.540-1, 13-17, Madrid, Spain.
43. Hugelshofer, J. 1982. Vergleichende Kraft- und Belastungszeit-Messungen an den Vorderhufen von gesunden und an Podotrochlose erkrankten Pferden. *Dr. med. vet. Thesis*, University of Zurich.
44. Kai, M.; Aoki, O.; Hiraga, A.; Oki, H.; Tokuriki, M. 2000. Use of an instrument sandwiched between the

- hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. *Am. J. Vet. Res.* 61, 979-985.
45. Kramer, J.; Keegan, K.G.; Wilson, D.A.; Smith, B.K.; Wilson, D.J. 2000. Kinematics of the hind limb in trotting horses after induced lameness of the distal intertarsal and tarsometatarsal joints and intra-articular administration of anesthetic. *Am. J. Vet. Res.* 61, 1031-1036.
46. Langlois, B.; Froideveaux, J.; Lamarche, L.; Legault, C.; Legault, P.; Tassencourt, L.; Théret, M. 1978. Analyse des liaisons entre la morphologie et l'aptitude au galop, au trot et au saut d'obstacles chez le cheval. *Ann. Génét. Sél. Anim.*; 10: 443-474.
47. Lanovaz, J.L.; Clayton, H.M.; Watson, L.G. 1998. In vitro attenuation of impact shock in equine digits. *Eq. Vet. J. Supplement*; 26:96-102.
48. Leach, D.H.; Cymbaluk, N.F. 1986. Relationship between stride length, stride frequency, velocity and morphometrics of foals. *Am. J. Vet. Res.*; 47:2090-2097.
49. Leach, D.H.; Dyson, S. 1988. Instant centres of rotation of equine limb joints and their relationship to standard skin marker locations. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 6:113-119.
50. Marey, E.J. 1894. *Le mouvement*, ed. E. J. Marey y Masson, G. France, Paris, G. Masson.
51. Merkens, H.W.; Schamhardt, H.C.; Hartman, W.; Kersjes, A.W. 1986. Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal walk. *Equine Vet. J.*; 18:207-214.
52. Merkens, H.W.; Schamhardt, H.C. 1988. Distribution of ground reaction forces of the concurrently loaded limbs of the Dutch Warmblood horse at the normal walk. *Eq. Vet. J.*; 20:209-213.
53. Merkens, H.W.; Schamhardt, H.C.; Van Osch, G.J.; Hartman, W. 1993a. Ground reaction force patterns of Dutch Warmbloods at the canter. *Am. J. Vet. Res.*; 54:670-674.
54. Merkens, H.W.; Schamhardt, H.C.; Van Osch, G.J.; Van den Bogert, A.J. 1993b. Ground reaction force patterns of Dutch warmblood horses at normal trot. *Equine Vet. J.*; 25:134-137.

55. Meershoek, L.S.; Van den Bogert, A.J. 2001. Mechanical analysis of locomotion. In: Back, W.; Clayton, H.M.; eds. *Equine Locomotion*. Saunders, London; UK.
56. Morales, J.L.; Machado, M.; Vivo, J.; Galisteo, A.M. Agüera, E.; Miró, F. 1998. Angular kinematic patterns of limbs in elite and riding horses at trot. *Equine vet. J.*; 30: 528-533.
57. Muybridge, E. 1887. *Muybridge's complete human and animal locomotion vol. 3* (Republication of *Animal Locomotion*), Dover Publication, New York, USA.
58. Peloso, J.G.; Stick, J.A.; Soutas-Little, R.W.; Caron, J.C.; DeCamps, C.E.; Leach, D.H. (1993). Computer assisted three dimensional gait analysis of amphotericin-induced carpal lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* 54, 1535-43.
59. Pratt, G.W.; O'Connor, J.T. 1978. A relationship between gait and breakdown in the horse. *Am. J. Vet. Res.*; 39:249-253.
60. Pratt, G.W. 1997. Model for injury to the foreleg of the Thoroughbred racehorse. *Equine Vet. J. Suppl.*; 23:30-32.
61. Robert, C.; J. -P. Valette, J.P.; Pourcelot, P.; Audigié, F.; J. -M. Denoix, J.M. 2005. Effects of trotting speed on muscle activity and kinematics in saddlehorses. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 34:295-301
62. Quudus, M.A.; Kingsbury, H.B.; Rooney, J.R. 1978. A force and motion study of the foreleg of a Standardbred trotter. *Journal of equine Medicine and Surgery* 2, 233-42.
63. Ratzlaff, M.H.; Schindell, R.M.; DeBowes, R.M. 1985. Changes in digital venous pressures of horses moving at the walk and trot. *Am. J. Vet. Res.*;46:1545-1549.
64. Ratzlaff, M.H.; Grant, B.D.; Frame, J.M.; Hyde, M.L. 1987. Locomotor force of galloping horses. En: *Equine exercise physiology 2*. Eds. Gillespie, J.R.; Robinson, R.E. ICEEP Publications. Davis, CA, USA.
65. Robin, D.; Chateau, H.; Pacquet, L. 2009. Use of a 3D dynamometric horseshoe to assess the effects of an all-weather waxed track and a crushed sand track at high speed trot: Preliminary study. *Eq. Vet. J.*; 41:253-256.

66. Roepstorff, L. Drevemo, S. 1993. Concept of a force-measuring horseshoe. *Acta Anatomica*; 146:114–129.
67. Roepstorff, L.; Johnston, C.; Drevemo, S. 2001. In vivo and in vitro heel expansion in relation to shoeing and frog pressure. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 33:54-57
68. Rogers, C.W.; Back, W. 2003. Wedge and eggbar shoes change the pressure distribution under the hoof of the forelimb in the square standing horse. *J. Eq. Vet. Sci.*; 23:306-309.
69. Roland, E.S.; Hull, M.L.; Stover, S.M. 2005. Design and demonstration of a dynamometric horseshoe for measuring ground reaction loads of horses during racing conditions. *J. Biomech.*; 38:2102-2112.
70. Ruina, A.; Bertram, J.E.A.; Srinivasan, M.A 2005. Collisional model of the energetic cost of support work qualitatively explains leg sequencing in walking and galloping, pseudo-elastic leg behavior in running and the walk-to-run transition. *J. Theor. Biol.*; 237:170-192.
71. Savelberg, H.H.C.M.; van Loon, T.; Schamhardt, H.C. 1997. Ground reaction forces in horses, assessed from hoof wall deformation using artificial neural networks. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 23:6-8.
72. Schaer, B.L.D.; Ryan, C.T.; Boston, R.C. 2006. The horse-racetrack interface: a preliminary study on the effect of shoeing on impact trauma using a novel wireless data acquisition system. *Equine Vet. J.*; 38:664-670.
73. Schamhardt, H.C.; Merkens, H.W.; Van Osch, G.J.V.M. 1991. Ground reaction force analysis of horses ridden at the walk and trot. In: *Eq. Ex. Physiol.* 3eds. S.G.B. Persson, A. Lindholm and L.B. Jeffcott Pub., Davis, CA, USA.
74. Schamhardt, H.C.; Van Den Bogert, A.J.; Hartman, W. 1993. Measurement techniques in animal locomotion analysis. *Acta Anatomica*; 146:123–129.
75. Swanstrom, M.D.; Zarucco, L.; Hubbard, M. 2005. Musculoskeletal modeling and dynamic simulation of the thoroughbred equine forelimb during stance phase of the gallop. *J. Biomech. Eng.*; 127:318.
76. Taylor, D.D.; Hood, D.M.; Potter, G.D. 2005. Evaluation of displacement of the digital cushion in response

- to vertical loading in equine forelimbs. *Am. J. Vet. Res.*; 66:623-629.
77. Thomason, J.J.; Peterson, M.L. 2008a. Biomechanical and mechanical investigations of the hoof-track interface in racing horses. *Vet. Clin. N. Am.*; 24:53-77.
78. Thomason, J.J.; Cruz, A.M.; Bignell, W. 2008. In situ strain measurement on the equine hoof, in: *Proceedings. Soc Exp Mech* 636-1642.
79. Thomason, J.J.; 2009. Review of some past, present and possible future directions in biomechanics of the equine hoof. *Proceedings Am. Assoc. Eq. Pract. - Focus Meeting Focus on the Foot*
80. Ueda, Y.; Niki, Y.; Yoshida, K.; Masumitsu, H. 1981. A force plate study of equine biomechanics: floor reaction force of normal walking and trotting horses. *Bulletin Eq. Res. Ins.*; 18:28-41.
81. Valette, J.P.; Barrey, E.; Auvinet, B., Galloux, P.; Wolter, R. 1992. Comparison of track and treadmill exercise tests in saddle horses: a preliminary report. *Annale de Zootechnie*; 41:129-35.
82. Van Heel, M.C.V.; Barneveld, A.; Van Weeren, P.R. 2004. Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming. *Eq. Vet. J.*; 36:778-782.
83. Van Weeren, P.R.; Van Den Bogert, A.J.; Barneveld, A. 1990. A quantitative analysis of skin displacement in the trotting horse. *Eq. Vet. J. Suppl.*; 9:101-119.
84. Weeren, P.R.; van BOGERT, A.J.; van den, BARNEVELD, A. 1992. Correction models for skin displacement in equine kinematic gait analysis. *J. Equ. Vet. Sc.*; 12, 178-192.
85. Weishaupt, M.A.; Hogg, H.P.; Wiestner, T.; Denoth, J.; Stüssi, E.; Auer, J.A. 2002. Instrumented treadmill for measuring vertical ground reaction forces in horses *Am. J. Vet. Res.*; 63:520-527.
86. Weishaupt, M.A.; Wiestner, T.; Hogg, H.P.; Jordan, P.; Auer, J.A. 2004. Vertical ground reaction force-time histories of sound Warmblood horses trotting on a treadmill. *Vet. J.*; 168:304-311.

87. Weishaupt, M.A.; Wiestner, T.; Hogg, H.P.; Jordan, P.; Auer, J.A. 2006. Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill. *Vet. J.*; 171:135-46.
88. Wilson, A.M.; McGuigan, M.P.; Fouracre, L. 2001. The force and contact stress on the navicular bone during trot locomotion in sound horses and horses with navicular disease. *Eq. Vet. J.*; 33:159-165.
89. Willemen, M.A.; Jacobs, M.W.; Schamhardt, H.C. 1999. In vitro transmission and attenuation of impact vibrations in the distal forelimb. *Eq. Vet. J. Supplement*; 30:245-251.
90. Williams, G.E. 2001. Locomotor characteristics of horses with navicular disease. *American Journal of Veterinary Research* 62, 206–210. Witte, T.H.; Knill, K.; Wilson, A.M. 2004. Determination of peak vertical ground reaction force from duty factor in the horse (*Equus caballus*). *J. Exp. Biol.*; 207:3639-3643.

Capítulo **4**

ANDARES

1. INTRODUCCIÓN

La biomecánica de la locomoción es un conocimiento interdisciplinario que permite analizar la marcha, hallar patrones de locomoción y describir los andares y/o aires. Cuando observamos el desplazamiento de un caballo podemos reconocer los diferentes andares, variaciones y formas que distinguen una marcha de otra. Incluso sin ver al caballo en movimiento los aires del paso, trote y galope se pueden identificar por las pisadas que éstos generan.

El término andar, andares, aires y/o patrones de marcha se define como un complejo y coordinado movimiento rítmico, automático y repetitivo de las extremidades que se producen en un período de tiempo que resultan en la producción de movimientos progresivos (Leach, 1993; Nicodemus y Clayton, 2003). En tanto la frecuencia del paso se corresponde con el número de zancadas realizadas por unidad de tiempo. La frecuencia de paso es inversamente proporcional a la duración del paso y se expresa generalmente en paso/seg o en hertz (Hz). La longitud de paso es la distancia existente entre el punto de despegue hasta el próximo punto de contacto con el suelo correspondiente a la misma extremidad, y una secuencia completa de paso es una marcha particular (Barrey, 1999). La interpretación de los andares permite detectar claudicaciones y el sitio anatómico donde ésta recae.

El estudio e identificación de los andares en los animales, en particular en el caballo, se remonta al siglo XIX. Ellenberger colocó pequeñas campanas en los miembros para identificar y describir el galope según la secuencia de los sonidos (citado por Back y Clayton, 2001a). En el año 1872, Marey (citado por Barrey, 1999) empleó herraduras sensibles a la presión y brazaletes para medir la secuencia de las pisadas. Muybridge (1887) registró con cámaras fotográficas los andares del caballo y otras

especies animales. Años más tarde, Hildebrand (1965) estableció los criterios para distinguir los andares de los cuadrúpedos y los aires que generan. Fue así que estableció 12.000 andares en 150 especies animales distintas. En la actualidad las características visuales de los aires son factibles de analizarse con modernas técnicas de análisis, que se emplean para describir la secuencia de paso, ritmo y tiempo de los pasos como así la secuencia del apoyo de cada una de las extremidades (Clayton, 2001a).

De las especies cuadrúpedas, el caballo es la más versátil en la ejecución de una amplia diversidad de patrones de andares o aires. Además hay razas que fueron genéticamente seleccionadas y especializadas para diferentes usos y actividades: monta, recreación, caminatas, trote, carreras de velocidad, concursos de salto, adiestramiento, resistencia, etc. Incluso el hombre, sea éste el entrenador o el jinete, puede entrenar al equino en el uso de andares que resultan artificiales para el caballo. Existe una amplia gama de aires que se clasifican según sus características lineales y temporales. Aunque varios reciben distintos y varios nombres algunos no son distintos e independientes, sino que forman un continuo dentro de límites arbitrarios y a menudo basados en factores raciales y de estilos más que en la forma de mover los miembros (Hildebrand, 1965).

2. ANÁLISIS DE LOS ANDARES

Los estudios de Hildebrand (1965) establecieron que los diversos aires se producen en un continuo con límites arbitrarios, aunque la mayoría constituyen variables de tres andares que podemos considerarlos básicos y son desde el más lento al más rápido el paso, el trote y el galope. Sólo a los efectos académicos en estas páginas se analizarán el paso, trote y galope sin desconocer la vasta y extensa lista de aires descriptos¹³ (Martuzzi, 2007).

Los andares o andaduras se clasifican en función de su simetría y ritmo, dependiendo si su correlación intramiembros está igualmente adaptada al lado contralateral y si se reproduce igualmente en el tiempo (Robilliard *et al.* 2007).

¹³ En la descripción de los aires y específicamente en el glosario de términos se hace mención a los distintos aires más comunes descriptos por la Fédération Equestre Internationale.

La simetría en una marcha implica que la duración del paso entre las extremidades contralaterales es igual (Hildebrand 1965). La regularidad puede ser difícil de evaluar debido a la escasa resolución del ojo humano en detectar asimetrías incluso eventos de aires rápidos (Keegan, 2011). La regularidad del ritmo implica que el tiempo transcurrido entre pisadas laterales es igual al tiempo transcurrido entre pisadas diagonales (Clayton 1995).

En relación a la simetría, las marchas pueden ser simétricas o asimétricas. En las andaduras simétricas cada extremidad, anterior o posterior, se utilizan en forma equivalente con la misma cinética y cinemática (fases de apoyo y vuelo) y el contacto de los pies con el piso ocurren en intervalos iguales. Ejemplos de andares simétricos los constituyen el paso y el trote. En los aires asimétricos, las extremidades se emplean de manera diferente, porque actúan diferentes fuerzas en las extremidades y el contacto de los pies con el suelo no es uniforme en el tiempo. El galope es el andar asimétrico.

Para analizar y describir los aires, se necesario dejar establecidos los elementos que los constituyen y que varían entre los andares. Ellos son el *tempo*, la secuencia de pisada, el ritmo y la suspensión o fase aérea.

2.1. Tempo

El *tempo* describe la tasa de repetición de los pasos, también se conoce como frecuencia de paso. Cada andar tiene un *tempo* típico o promedio: 55 zancadas por minuto en el paso medio, 77 pasos por minuto en el trote de trabajo y 99 pasos por minuto en el galope de trabajo (promedios que poseen diferencias individuales). Los caballos de alzada alta tienden a tener *tempos* más lentos y caballos de talla baja tienden a tener más *tempos* rápidos. Lo ideal sería que el mismo *tempo* se mantenga a través de las diferentes variaciones de cada paso, pero en la práctica, el ritmo de los aires cortos tiende a ser un poco más lento y el ritmo de los aires largos tiende a ser un poco más rápido (Clayton, 2001b).

Es sencillo cuantificar el *tempo* en un caballo empleando un cronómetro. Simplemente se cuentan los pasos que da el caballo en un minuto o fracción de tiempo de 15 segundos y se multiplica por 4 (Ej. pasos dados en 15 segundos \times 4 = pasos

dados en 60 segundos). Otra manera de medir el *tempo* de diferentes posturas se ve facilitada por grabar en video al caballo, y luego contar los pasos durante la reproducción.

2.2. Secuencia de la pisada

Para hacer referencia a las secuencias de pisadas que sucede en cada aire, se emplearán las siguientes siglas para asignar cada miembro: posterior izquierdo (PI), posterior derecho (PD), anterior izquierdo (AI), y anterior derecho (AD). El símbolo ":" será utilizado para separar la designación secuencias de las pisadas.

Cuando el caballo camina o se traslada al paso, un miembro posterior siempre es seguido por la extremidad delantera del mismo lado, y una extremidad delantera es seguida siempre por la extremidad posterior diagonal. Asumiendo que el andar comienza con el miembro PI, la fórmula de la secuencia será PI:AI:PD:AD. La secuencia especificada es un punto de partida arbitrario y no tiene ninguna implicación funcional. En términos de la secuencia de pisada, no importa con cual extremidad se comienza. Por ello la secuencia se puede representar de cualquier de las siguientes formas:

AI:PD:AD:PI
PD:AD:PI:AI
AD:PI:AI:PD

En el trote, la secuencia de las pisadas de los pares diagonales se produce de forma sincrónica. En la fórmula de pisada, se empleará un guión (-) para indicar las extremidades que se mueven juntas de forma sincrónica y la palabra "suspensión" refiere al momento del andar en que el caballo no se encuentra en contacto con el suelo. La secuencia de paso para un paso en el trote es la siguiente:

PI-AD:Suspensión:DP-AI:Suspensión

Al igual que en el andar del paso, el comienzo de la secuencia puede iniciarse en cualquier sitio del andar.

En el galope usualmente se considera que la secuencia comienza con uno de los miembros posteriores. En la secuencia

donde el miembro que lidera el apoyo es posterior izquierdo, la expresión quedaría escrita

PD:PI-AD:AI:Suspensión

Otra modalidad de describir la secuencia de pisadas en el galope consiste en referirse a los miembros izquierdo y derecho en términos de si éstos lideran el movimiento en la secuencia de apoyo, y, finales al miembro que le sigue al líder. La representación para describir la secuencia de pisada es empleando una letra simbolizando al líder (Li) o finales (Fi) sin hacer referencia específica a si los miembros son izquierdo o derecho. Si se conoce el miembro principal o líder, es fácil hacer la conversión de "izquierda" y "derecha" por "líder" y "final". La fórmula de pisada es entonces la misma independientemente de cuál es el miembro líder:

LiP:FiP-LiA:FiA:Suspensión

2.3. Ritmo

El ritmo se define en función del número de pisadas que constituye la unidad del andar, es decir el número de zancadas y los intervalos entre las sucesivas pisadas del andar. El ritmo es el modo regular de apoyo de un pie dentro de una marcha tomado en un tiempo determinado.

Otro aspecto del ritmo es el intervalo de tiempo entre las sucesivas pisadas, también conocido como la relación temporal entre pisadas. Si los intervalos de tiempo entre las sucesivas pisadas en un paso son iguales, se dice que el modo de andar tiene un ritmo regular, y si los intervalos de tiempo son desiguales, el ritmo se describe como irregular. Un ritmo irregular no implica necesariamente un fallo o deficiencia. Se considera irregularidad como un fallo sólo cuando está en un andar que debe tener un ritmo regular (Clayton, 2001b).

Cuando el caballo camina, el ritmo es de cuatro tiempos, ya que contacta el suelo con cada pie por separado; al trote tiene un ritmo de dos tiempos, lleva las extremidades en movimiento en secuencia diagonal; y el galope tiene un ritmo de tres tiempos.

Los andares de paso y trote son andares regulares. El paso tiene un ritmo de cuatro tiempos que puede ser expresado:

1 — 2 — 3 — 4 — 1 — 2 — 3 — 4 — 1 — 2 — 3 — 4. El trote tiene un sistema normal de dos tiempos: 1 — 2 — 1 — 2 — 1 — 2 — 1 — 2 — 1 — 2, donde la cantidad de tiempo transcurrido entre los contactos de las diagonales derecha e izquierda son iguales (Clayton, 2001b).

2.4. Fase de suspensión

En en aire del paso, al menos una extremidad está siempre en contacto con el suelo, no hay fase en la cual el animal se encuentre en suspensión o en el aire. Por el contrario, un modo de andar con suspensión posee una o más fases en el aire durante cada zancada. El paso es una marcha paso a paso sin fase de suspensión, mientras que el trote y galope poseen fases en el aire. El trote tiene dos fases en el aire en cada paso mientras que el galope posee una.

3. DESCRIPCIÓN DE LOS ANDARES

Como se mencionara con anterioridad, se describirán los aires del paso, trote y galope.

3.1. Paso

Tradicionalmente el paso es un aire donde al menos un miembro siempre se halla en contacto con el suelo (Howell, 1944) que se caracteriza por no poseer fases de suspensión (fase donde el caballo no hace contacto con el suelo). Es una marcha simétrica, y dentro de las marchas simétricas, el paso es el aire más lento. Posee cuatro tiempos donde cada casco contacta con el suelo por separado y de modo diferenciado. Para desplazarse al paso el caballo desitúa su centro de gravedad en varias direcciones y compensa ese desplazamiento con distintas situaciones de apoyo de los miembros. Alterna una postura bípeda (donde un miembro anterior y uno posterior están en contacto con el suelo) y una posición tripedal (dos miembros posteriores y uno anterior, o dos anteriores y uno posterior en contacto con el suelo) (Clayton, 2001a) (Figura N° IV-1).

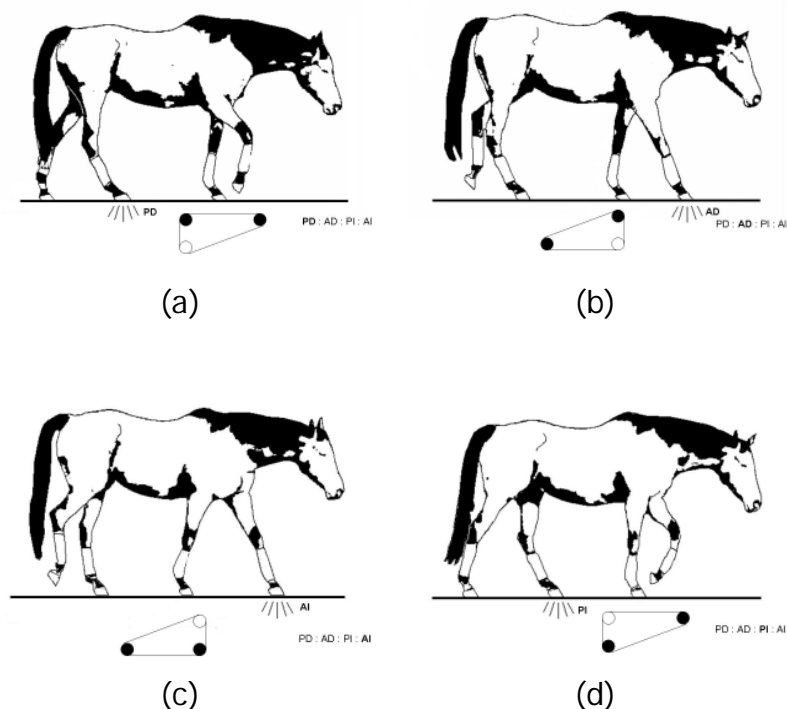


FIGURA N° . Representación de la secuencia de pisadas que constituyen el paso. En la figura se representa la secuencia PD:AD:PI:AI; hallándose en negrita el miembro que se encuentra apoyando. A cada imagen la acompaña la forma que adopta la forma de base de sustentación, que en el paso es triangular. La pisada activa se encuentra identificada y en color blanco. Fuente propia.

Los movimientos del cuello y cabeza se encuentran íntimamente coordinados con el de los miembros. Cuando el caballo alarga la cabeza se amplía el tranco (paso largo) pues la protracción es mayor y da más amplitud a la zancada; por el contrario el acortamiento del cuello disminuye la amplitud de las pisadas y consecuentemente la velocidad (paso corto). La relación del movimiento de la cabeza y cuello con el de los miembros pelvianos se basa en la inercia del impulso que éstos transmiten hacia adelante a través de la columna vertebral y en la compensación del desplazamiento del centro de gravedad (CG) del caballo durante la marcha. Los incrementos de la velocidad en este aire se realizan a costa de disminuir la duración de cada zancada y en

menor medida, al aumento de la longitud de la misma (Clayton, 2001b).

En el paso no existe fase de aérea o de suspensión, la fase de apoyo constituye algo más del 50% de la duración. Las extremidades posteriores tienen una fase de apoyo de mayor duración respecto a las anteriores (característica general del paso reunido¹⁴). Durante la fase de elevación el caballo balancea el miembro hacia adelante, y cuanto mayor es el paso, más debe oscilar al miembro para sobrepasar la pisada del miembro anterior ipsilateral (Pilliner *et al.*, 2002).

Una zancada dada por el pie posterior siempre es seguida por el miembro anterior ipsilateral, mientras que un paso de uno de los miembros anteriores siempre es seguido por el posterior del lado opuesto (el miembro posterior diagonal). Este orden de pisadas se conoce como secuencia lateral de ubicación de las extremidades (Clayton, 2002).

Para ejecutar la marcha del paso el centro de gravedad (CG) alcanza su posición más alta cerca de la mitad de la fase de apoyo. Posee cuatro tiempos regulares en los que el jinete puede contar las zancadas: “uno, dos, tres, cuatro, uno, dos, tres, cuatro”. La secuencia de pisadas indistintamente puede ser: PI:AI:PD:AD.

Con un *tempo* de 55 pasos/minuto (tiene 220 zancadas/minuto; 4 zancadas x 55 pasos/minuto = 220 zancadas/minuto). Idealmente, las pisadas están igualmente espaciadas de manera que el lapso de tiempo entre sucesivas pisadas es 0,27 segundos, o aproximadamente un cuarto de segundo (Figura N° IV-2) (Clayton, 2006).

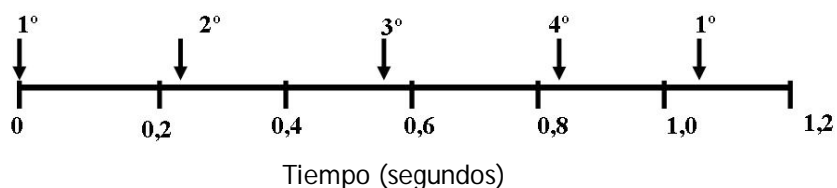


FIGURA N° IV-2. Representación del *tempo* de la secuencia de pisadas en el aire del paso. Adaptado de Clayton (2006)

14 Para mayor información del lector este aire se encuentra descrito en el glosario de términos utilizados en este capítulo.

Un caballo bien balanceado genera huellas o pisadas cuya particularidad reside en que las huellas del miembro pelviano se superimponen en las huellas que previamente generaron los miembros anteriores (Figura N° IV-3). La literatura en inglés la denomina *tracking up*. La interpretación del *tracking up* implica que el caballo ejecuta hacia delante sus pasos en forma libre y sin inconvenientes. Pero si el miembro no alcanza a la huella dejada por el miembro anterior, éste constituye un signo de rigidez del miembro posterior, la cadera o espalda (Hourdebaigt, 2008).

Cuando la huella del miembro posterior supera a la huella del miembro anterior u *over tracking* (Martuzzi, 2007), es una buena señal. Indica que el caballo es flexible, que ejecuta movimientos libres y amplios de los cuartos traseros. El *over tracking* se observa a menudo en los caballos de talla alta con grandes pasos, como sangre caliente y pura sangre altos (Pilliner *et al.*, 2002; Hourdebaigt, 2008).

En el paso se evalúa la sobrehuella y las posibles diferencias que se pueden presentar entre miembros anteriores y posteriores y a la vez entre miembros derechos e izquierdos. También se valora el ritmo (parámetro temporal). Si se pierde el ritmo aparecen diferentes grados de lateralización o ambladura. El tiempo de apoyo de todas las extremidades debe ser igual. En el paso se consideran los parámetros angulares dentro de los cuales cabe destacar como importante el ángulo de hiperextensión de los menudillos de los cuatro miembros detectables a simple vista y permiten reconocer asimetrías entre un pie y otro o una mano y otra (Pilliner *et al.*, 2002).

Desde el punto de vista ecuestre, al paso se pueden apreciar el movimiento ideal, la fluidez, la coordinación entre las extremidades, la elasticidad y la simetría. En el paso, el tronco sufre latero-flexión máxima en la zona torácica que debe ser igual a un lado y al otro y un desplazamiento de la grupa en consonancia, que también debe ser parejo. Este desplazamiento se aprecia mejor si la observación se realiza desde un punto posterior al caballo. Con el paso hay un movimiento de rotación axial que se corresponde a cada fase propulsiva de los miembros posteriores y que por tanto se acentúa en la zona del sacro y se atenúa hacia la región torácica.

Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo

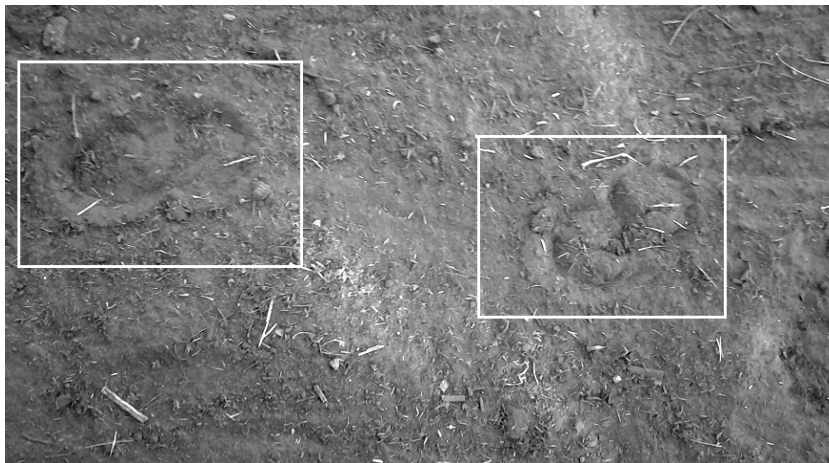


FIGURA N°IV-3. Sobrehuella o sobreimpresión de huella de un caballo al paso (Arriba), la misma imagen señalando las sobrehuellas. Fuente propia.

Cuando el observador se ubica en los laterales del caballo, aprecia que el impulso que se genera en la región de la grupa se transmite de manera armónica hacia la cabeza, como si fuese una onda que se proyecta en forma sinusoidal hasta llegar al cuello y cabeza. Al paso se pueden identificar asimetrías de movimiento de la columna y de la grupa, especialmente si se tiene oportunidad de observar al caballo desde una perspectiva cenital (Martuzzi, 2007).

La Fédération Equestre Internationale (FEI) reconoce las siguientes variantes del paso: paso reunido, paso mediano, paso alargado y paso libre. En estas variaciones, considera que debe haber siempre una clara diferencia en la actitud y la distancia con la que los cascos se ubican delante de las huellas de los cascos anteriores. Debido a que no es objetivo de este libro de texto establecer las diferencias entre las variantes del paso, las mismas no serán analizadas. A modo informativo se ofrece en el glosario del presente capítulo las consideraciones que hace la FEI para cada una.

3.2. Trote

El trote es un aire simétrico de dos tiempos donde los miembros se mueven sincrónicamente en pares (Figura N° IV-4). El análisis de los parámetros temporales señalan que el trote tiene un ritmo muy definido en el cual ocurren dos apoyos en diagonales a intervalos iguales y un tiempo de suspensión entre ellos y que se puede expresar como: PI-AD:Suspensión:DP-AI:Suspensión; y el tiempo de apoyo de todas las extremidades debe ser igual (McMahon, 1985; Pilliner *et al.*, 2002) (Figura N° IV-5).

Es durante el apoyo de los miembros de cada diagonal cuando se genera la fuerza suficiente para impulsar a la masa corporal; y son los miembros pelvianos en mayor medida que los torácicos los encargados de ello.

En el primer período del apoyo se produce una amortiguación y los tendones flexores se convierten en los depósitos de energía elástica que los caracteriza. En el segundo período del apoyo la energía elástica se suma al trabajo muscular y la extensión progresiva de las articulaciones desplazan la masa del caballo hasta que vence a la fuerza de gravedad y lo despegan del suelo (McMahon, 1985).

Cuando el caballo se encuentra en fase de suspensión los miembros que le sirvieron para impulsarse se contraen. El caballo se eleva hasta que la fuerza de la gravedad lo hace descender y dirige nuevamente hacia el suelo extendiendo de forma progresiva las articulaciones del bípedo del lado opuesto. En un trote natural un gran tiempo de suspensión indirectamente indica la potencia que sin esfuerzo son capaces de ejercer los miembros pelvianos (Clayton, 1995).

Las buenas condiciones físicas y de funcionalidad de las caderas y del tarso favorece de forma natural el movimiento de los miembros pelvianos. Por otro lado, que se produzca la máxima flexión del tarso bajo la articulación de la cadera y no por detrás permite que luego de la extensión de los miembros pélvicos los cascos se proyecten hacia adelante bajo al cuerpo del caballo (McMahon, 1985).

En el trote, igual que en el paso, se producen incurvaciones a lo largo del dorso y cuello que dan a la columna una forma de "S" horizontal suave que cambia de sentido con el apoyo. Los movimientos de flexión y extensión de la columna en el plano vertical no son tan notorios en este aire como otros. Por otra parte, el miembro torácico debe poseer una espalda muy móvil y buena capacidad de flexión del codo. La flexión del codo no debe ser excesiva ya que provoca exagerada elevación del antebrazo y carpo con acortamiento sustancial de la amplitud de la zancada (Clayton, 1995). Cuando los caballos trotan durante un cierto tiempo ajustan la amplitud de zancada y el *tempo*, de tal forma que el esfuerzo y el gasto energético sea el menor posible. La observación de los movimientos debe realizarse luego de un período de calentamiento y de trabajo, que es cuando el animal expresa sus características individuales.

La apreciación ecuestre del trote señala que debe poseer siempre batidas libres, activas y regulares. El caballo debe comenzar sin vacilación alguna. La calidad se juzga por impresión general, la regularidad y elasticidad de las batidas, que se originan en un lomo flexible y en posteriores bien encajados, y por la habilidad de mantener el mismo ritmo y un equilibrio natural, incluso después de la transición de un trote a otro.

Al igual que en el paso, la FEI reconoce variantes del trote, siendo algunos de ellos: trote reunido, trote de trabajo, trote mediano y trote alargado. Algunas características de estos andares se ofrecen en el glosario de este capítulo.

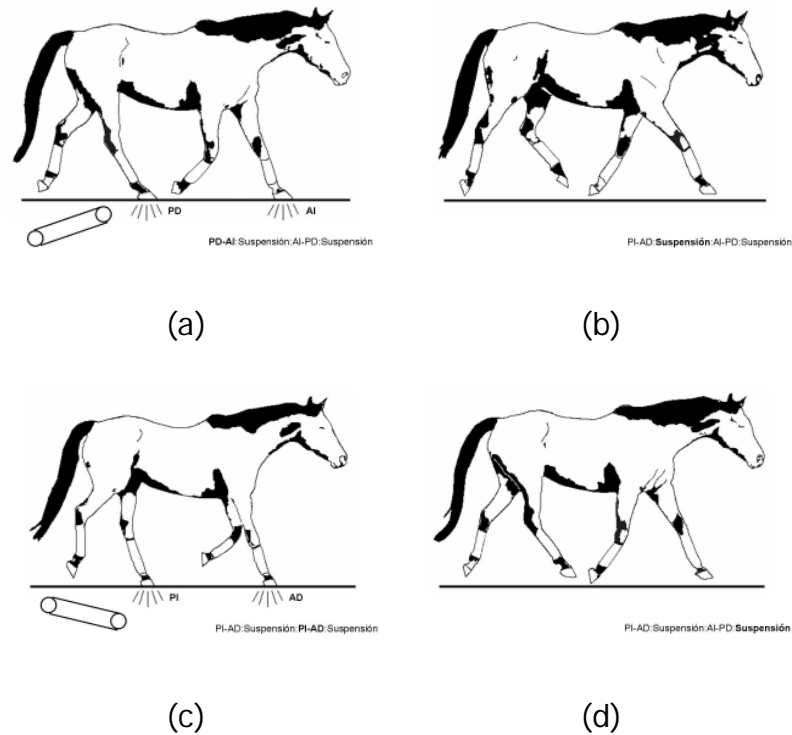


Figura N° IV-4. Representación de la secuencia de pisadas que constituyen el trote. En la figura se representa la secuencia PD-AI: Suspensión: AI-PD: Suspensión; hallándose en negrita el miembro o fase que se encuentra apoyando o en ejecución. A cada imagen la acompaña la forma que adopta la forma de base de sustentación, que en el trote es lineal siguiendo la diagonal de apoyo. La pisada activa se encuentra identificada y en color blanco. Fuente propia

El análisis del trote en cámara lenta, revela que frecuentemente se presenta una disociación corta en la que la extremidad posterior aterriza una fracción de segundo antes que el miembro anterior de la diagonal correspondiente, fenómeno conocido como *colocación avanzada de la diagonal*. Esta colocación es considerada como un buen signo motor y demuestra que el caballo usa sus miembros pelvianos en forma adecuada. Sin embargo, esta disociación no es perceptible en tiempo real, sin repetición a cámara lenta, y por ello el aire se describe como andar de dos tiempos (Clayton, 1995).

Si un caballo trotta con un *tempo* de 80 pasos/minuto, implica que efectúa 160 zancadas/minuto, y el intervalo entre las sucesivas pisadas es de 0,375 segundos (Figura N° IV-5), demostrando la regularidad del aire (Clayton, 2006).

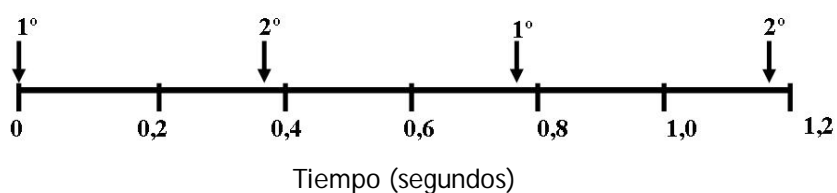


FIGURA N° IV-5. Escala temporal del *tempo* del andar del trote, los apoyos de las diagonales se indican con los números 1° y 2°. Adaptado de Clayton (2006)

En este aire, el miembro posterior efectúa trabajo positivo (genera energía y fuerza en la ejecución de los movimientos). El trabajo que realiza es de $0,34 \text{ J kg}^{-1}$ (Clayton *et al.*, 2001b)

3.3. Galope

El galope es un aire que el caballo toma naturalmente cuando quiere ir más rápido que al paso o al trote. Es un aire asimétrico con tres tiempos de apoyo con un par diagonal de miembros moviéndose sincrónicamente y un tiempo de suspensión (Figura N° IV-6). Alterna períodos en los que apoya en el suelo con uno, dos o tres miembros simultáneamente, con otros en los que se suspende por completo en el aire (McMahon, 1985).

La secuencia de pisadas se expresa como PD:PI-AD:AI:Suspensión; y/o LiP:FiP-LiA: FiA : suspensión. Cuando el galope se inicia con liderazgo de miembros derechos, el miembro posterior derecho y el anterior izquierdo se mueven juntos (Figura N° IV-6) (Clayton, 2006).

Cuando a la primer batida, zancada o tranco del galope lo lidera uno de los miembros posteriores, la segunda batida la lidera el miembro opuesto posterior y le sigue el miembro anterior diagonal, y la tercer batida le corresponde al miembro anterior líder (Figura N° IV-6).

El *tempo* entre las pisadas primera y segunda y entre las pisadas segunda y tercera es aproximadamente igual, aunque el primer intervalo es por lo general ligeramente más corto que el intervalo de segundos (Figura N° IV-7). Concluida la tercera pisada que completa el ciclo, le sigue un intervalo de tiempo antes que se produzca la primer pisada del siguiente ciclo o paso. Debido a que los intervalos de tiempo entre las sucesivas pisadas del galope no son todos iguales, al ritmo se lo clasifica como irregular (Clayton, 2006).

El galope, siempre debe caracterizarse por ser de batidas livianas, cadenciadas y regulares, debe iniciarse sin vacilación. Los jueces de equitación juzgan la calidad del galope por la impresión general, la regularidad y liviandad del aire de tres tiempos que se originan en la aceptación de la embocadura, con una nuca flexible y el encajamiento de los miembros posteriores con una acción de garrones activa y por la habilidad de mantener el mismo ritmo y un equilibrio natural, incluso después de una transición de un galope a otro. El caballo debe mantenerse siempre recto en líneas rectas (McMahon, 1985; Pilliner *et al.*, 2002).

Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
 Laura Ocampo

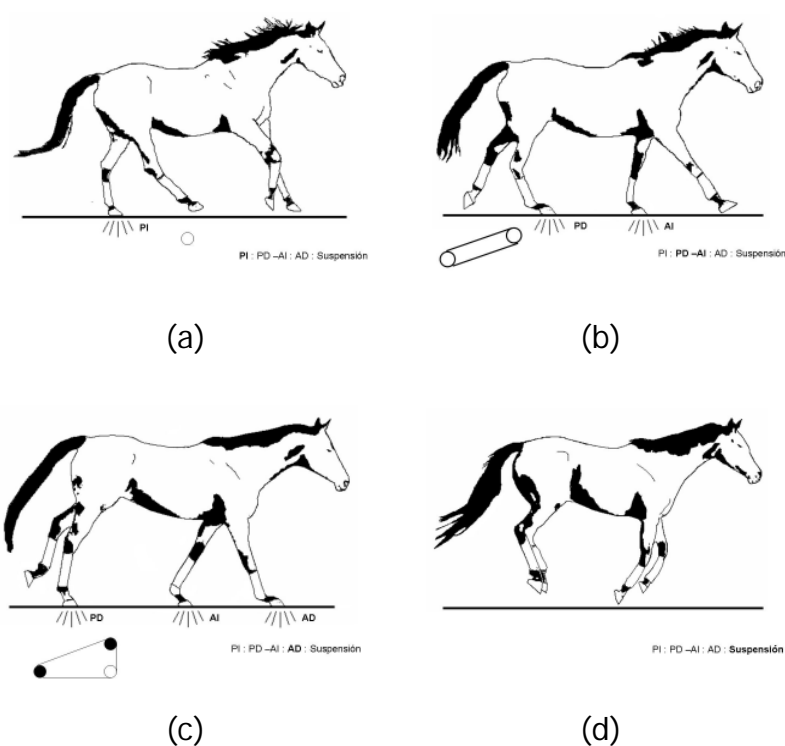


FIGURA N° IV-6. Representación de la secuencia de pisadas que constituyen el galope. En la figura se representa la secuencia **PI:PD-AI:AD**: Suspensión; hallándose en **negrita** el miembro o fase que se encuentra apoyando o en ejecución. A cada imagen la acompaña la forma que adopta la forma de base de sustentación, que en el galope se combinan triangular con lineal siguiendo la diagonal de apoyo. La pisada activa se encuentra identificada y en color blanco. Fuente propia

La FIE reconoce los siguientes galopes: galope reunido, galope de trabajo, galope mediano y galope alargado. Los detalles de las características cada uno de los galopes se informan en el glosario adjunto.

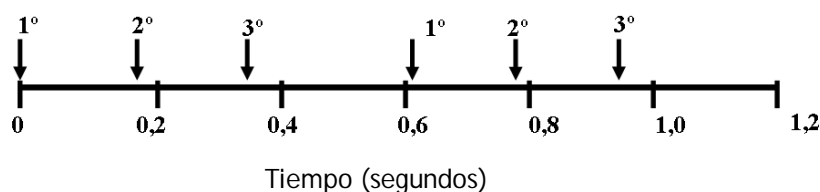


FIGURA Nº IV-7 . Escala temporal del *tempo* del galope, los apoyos de las diagonales se indican en con los número 1º y 2º. Adaptado de Clayton (2006)

Según la secuencia de apoyos de los cascos en el suelo se describen varios tipos de galope. Cuando el caballo galopa durante un periodo de tiempo continuo elige uno de los llamados galopes transversos, donde la colocación de los pares de miembros diagonales atraviesa el eje longitudinal del caballo. Se dice que el caballo galopa a derecha cuando los miembros de ese lado apoyan en el suelo luego de los correspondientes del lado opuesto y además su situación en el terreno es más adelantada en la dirección del movimiento.

Según la secuencia de pisadas se considera un aire de "tres tiempos" pues el período de apoyo comienza en cada zancada con un miembro posterior, le sigue el contacto con el suelo del par diagonal que incluye el posterior del otro lado y por último la pisada del anterior independiente. En un galope a izquierda estaría constituido por los siguientes apoyos: miembro pelviano derecho, diagonal izquierda (pelviano izquierdo y torácico derecho) y, por último, torácico izquierdo. La elevación de cada miembro desde el suelo se produce en el mismo orden cronológico. Con la elevación del último miembro anterior comienza la fase de suspensión en la que todo el caballo avanza en el aire sin contacto alguno con el suelo (fase de suspensión o aérea). La coincidencia en el suelo de los dos miembros de la diagonal depende en gran medida de la velocidad de movimiento. Mientras que en el denominado galope medio este par se mueve y pisa de forma simultánea en el galope largo y en el de carrera, el miembro posterior de la diagonal pisa con anterioridad al anterior de la misma convirtiéndose entonces en un movimiento de "4 tiempos" (McMahon, 1985).

Existen otros tipos de galope denominados rotatorios en los cuales la secuencia de colocación de los miembros es circular en los sentidos horario o antihorario. Los movimientos de

flexión y extensión de la columna vertebral son más marcados que en el paso y el trote. La columna se pliega sucesivamente y con mayor notoriedad en el plano vertical y de forma más suave en el horizontal. El movimiento de extensión y flexión de la columna requiere que la totalidad de las estructuras articulares y musculares funcionen dentro del rango fisiológico permitido. El funcionamiento de los miembros posteriores es esencial en este aire y sus movimientos se resumen en dos fases. En la primera éstos se llevan hacia adelante buscando el contacto con el suelo y, en la segunda, con los miembros en el suelo, se produce el impulso como consecuencia del trabajo muscular que ejercen los potentes músculos del dorso, la grupa y la zona posterior del muslo. Esto se produce por basculación del tercio posterior del animal sobre el eje que constituyen las articulaciones lumbares y lumbosacra. Un correcto funcionamiento del tercio posterior es que los miembros pelvianos empujen tan pronto como sean situados por delante y abajo del centro de gravedad, lo que depende en buena medida de la flexibilidad de la columna vertebral en los niveles indicados (McMahon, 1985).

Debido a que el galope es un aire asimétrico el trabajo muscular y articular, el movimiento de los miembros y la columna vertebral, y en general el funcionamiento de todas las partes del animal es totalmente distinto si el caballo galopa a derecha o a izquierda. Igualmente las tensiones a que están sometidas las estructuras de las extremidades, especialmente las del interior del casco y articulaciones metacarpo y metatarso falangeanas son diferentes en cada uno de los cuatro miembros y dependen del sentido del galope.

3.4. Secuencia de apoyo de los miembros

La secuencia de apoyo de los miembros describe cuál de ellos se encuentra soportando el peso corporal durante las fases del paso. En general un caballo es más estable cuanto mayor número de miembros se encuentran soportando el peso corporal, ya que ello le da una mayor base de sustentación (BS).

El número de miembros que soportan al cuerpo durante un andar generalmente aumenta a medida que disminuye la velocidad de la marcha. En cada paso completo en la caminata hay ocho fases con alternancia de soporte por dos y por tres miembros. Cuando se compara el andar denominado paso extendido

con el paso reunido, el paso reunido posee largos períodos de soporte brindado por tres miembros con períodos de apoyo más largos.

En el trote existen dos fases de diagonales separadas por una fase de suspensión en el aire. Las fases de apoyo diagonales son más largas y las fases en el aire son más cortas en el trote reunido que en el trote largo. El paso galope por lo general consta de cinco fases de apoyo y una fase en el aire por paso. El número de extremidades de soporte del cuerpo a través de un paso de galope típico es 1, 3, 2, 3, 1, 0. En el galope reunido, los períodos de apoyo de múltiples extremidades son más largos que en el trote extendido.

3.5. Cambios de velocidad y transición entre los andares

Para incrementar la velocidad de un aire en particular, el caballo aumenta la amplitud de las zancadas y a la vez reduce la frecuencia de las mismas. Por lo tanto, la frecuencia de pasos (FZ) y longitud del paso (LZ) son los dos componentes que intervienen en la velocidad del andar. De esta forma, la velocidad (V) puede calcularse de multiplicar la frecuencia de paso por la longitud del paso, mediante la siguiente ecuación:

$$V = FZ \times LZ$$

La longitud del paso se incrementa linealmente junto a la velocidad del andar, LZ tiene incremento lineal con la velocidad del andar mientras que FZ no sigue un incremento lineal y resulta ser más lento (Leach y Cymbaluk, 1986; Ishii *et al.*, 1989). Para un rápido incremento de velocidad para alcanzar velocidad de carrera, como puede suceder en la partida de una carrera, la frecuencia de paso alcanza su máximo valor para producir la aceleración, mientras que la longitud de paso lentamente alcanza su máximo valor (Hiraga *et al.*, 1994).

En los caballos pura sangre de carreras la fatiga afecta las características del paso. Incrementa la superposición de la pisa-da de la extremidad posterior con la extremidad anterior, además aumenta la duración de la fase de suspensión y prolonga el tiempo de ejecución del tranco (Leach y Springings, 1987). Las condiciones y características de la pista también pueden influir

en los parámetros de la zancada cuando se halla al trote o al galope a alta velocidad. Al galope, la duración de la zancada tiende a reducirse en pistas de superficies duras (Fredricson *et al.*, 1983). Se comprobó que caballos que se desenvuelven a la misma velocidad poseen un ligero aumento en la duración del paso en pistas de fibra de madera respecto a una pista de césped. Cuando el jinete estimula al caballo con una fusta, se produce una reducción en la longitud del paso y a la vez un aumento en la frecuencia de paso que corresponde a una reducción de la duración de la fase de apoyo en la extremidad torácica. Sin embargo, la velocidad no se ve influenciada significativamente (Deuel y Lawrence, 1987).

Los cambios de andares del paso al trote y del trote al galope implican aumento de velocidades. Por ese motivo el estudio de esos cambios como así también de la forma que el caballo lo hace es un motivo de análisis y estudio para médicos veterinarios, entrenadores y jinetes.

Los cambios entre los andares deben ser imperceptibles, lo que se denomina transición limpia. En tanto, el término transición sucia o 'no limpia' se refiere a los cambios de andares donde se realizan pasos que no corresponden a los andares sujetos a la transición.

Como fuera expuesto en la descripción y características de los andares, mientras que en el paso al menos uno de los miembros se encuentra contactando el suelo (Howell, 1944), un caballo que trota o galopa generalmente posee períodos donde ninguno de los miembros se encuentran apoyando en el piso. Cuando el animal se encuentra caminando el CG alcanza su punto más elevado en el momento medio de la fase de apoyo; en tanto cuando se encuentra trotando o galopando, el CG alcanza un punto más bajo en el momento medio de la fase de apoyo (McMahon *et al.*, 1987; 1990).

Estos patrones reflejan los mecanismos del péndulo invertido y del sistema mecánico de resorte (Cavagna *et al.*, 1977). El cambio del paso al trote es una transición crítica en biomecánica del péndulo invertido al mecanismo de resorte (ver el Capítulo II).

La transición del paso al trote se inicia a partir de la fase de apoyo en diagonal. Para ello, el contacto de la extremidad anterior se retrasa seguida por la fase de soporte diagonal opuesta.

Por lo tanto, el caballo va directamente desde una fase de soporte diagonal en el pie a una de suspensión en el trote sin pasos intermedios. Una transición limpia del paso al trote se puede iniciar ya sea a partir de la diagonal PI-AD o PD-AI (Clayton, 2001)

El jinete puede sentir que la espalda del caballo empuja hacia arriba a la montura en el lado del miembro posterior que apoya en el suelo. Este momento corresponde con el momento en que el caballo inicia la transición. Éste empuja con mayor fuerza contra el suelo para impulsar su cuerpo hacia arriba en una fase de suspensión e incrementar su velocidad de avance para pasar al trote.

Si el caballo no se encuentra suficientemente equilibrado para pasar de forma limpia del paso al trote, suelen añadirse pasos intermedios que no son pasos correspondientes al aire como así tampoco al trote, y por lo tanto no son deseables en la equitación. Estos pasos intermedios implican un corto período de apoyo unipedal ya sea del miembro anterior o posterior que normalmente no está presente en la secuencia de soporte del paso o el trote. Clayton (2001) informó haber detectado dos secuencias de las extremidades asociadas con estas etapas intermedias: una consiste en levantar temprano uno de los miembros anteriores, y la segunda, consiste en levantar temprano una de las extremidades posteriores.

El primer tipo de paso intermedio se inicia durante la fase de apoyo diagonal en el aire del paso. En lugar de colocar el otro casco anterior en la siguiente zancada en la secuencia del paso, el caballo levanta la extremidad anterior o posterior del par diagonal dejando una extremidad en apoyo unipedal. Los miembros diagonales opuestos luego contactan el suelo, por lo que el caballo se halla en apoyo tripedal. El miembro que se encontraba en apoyo unipedal luego es elevado, dejando al caballo en apoyo diagonal, de la que salta a una suspensión para iniciar el primer paso del trote.

El segundo tipo de paso intermedio se inicia desde la fase de soporte lateral del pie. La extremidad posterior ipsilateral se eleva, dejando a la extremidad anterior en apoyo único. La otra extremidad posterior luego contacta con el suelo de modo que el caballo está soportado por un par diagonal de extremidades, de la que salta en una suspensión para iniciar el trote. Este es el

tipo de transición que con mayores probabilidades ocurre entre los andares (Clayton 2001).

4. VALORACIÓN DE CLAUDICACIONES EN LOS ANDARES

Las valoraciones de las cojeras normalmente se realizan observando al animal en movimiento, sea en libertad, llevado de las riendas, o montado. De hecho, si se puede inspeccionar de las tres formas es mejor. Para determinar claudicaciones y alteraciones en el andar, se realizan casi en su totalidad con el caballo al trote y muy pocas veces al paso y al galope. Se prefiere al trote pues es un aire simétrico. En caso de haber claudicaciones se apreciarán con mayor facilidad por las asimetrías que éstas generan.

El galope debido a su característica asimétrica se considera un aire poco efectivo para analizar las cojeras. No obstante brinda información complementaria de relevancia para detectar problemas en el dorso, zona lumbosacra, sacroilíaca y en problemas de los miembros posteriores.

Entre los parámetros angulares articulares evaluables se destacan el ángulo de hiperextensión de los menudillos de los cuatro miembros, sobre todo para detectar asimetrías entre un pie y otro o una mano y otra. El menudillo de la extremidad que claudica se extiende menos en el instante de carga máxima durante el apoyo. Este instante se produce normalmente cuando la posición de la caña es perpendicular al suelo.

Para analizar adecuadamente un aire se debe observar el movimiento desde varios ángulos: adoptando posiciones posteriores al caballo, desde un lado y, si es posible, desde arriba. Es factible observar que en algunos caballos hay primero un contacto con el pie de dicha diagonal y fracciones de segundo después de la mano, o viceversa. En el primer caso, esto se denominaría colocación avanzada del miembro posterior; y en el segundo, colocación avanzada de la mano. La pregunta que sigue es: ¿Puede ser normal? ¿Se trata de una característica deseable?

5. FORJADO, INTERFERENCIA, ALCANCE

El forjado es una alteración de la marcha relacionada con el tiempo de los movimientos de los miembros anteriores y posteriores. Al forjado se lo puede oír como un chasquido metálico constante que recuerda al sonido que hace el forjado de

los metales. El forjado ocurre durante el trote donde influye el movimiento diagonal. Sucede cuando el miembro anterior más lento para abandonar el suelo es golpeado por el pie ipsilateral posterior lo golpea en el talón o en la palma. Los golpes suelen generar heridas en los talones.

5.1. Causas

Entre las causas del forjado se identificaron malas conformaciones, mala conducción del caballo de parte del jinete, edad avanzada y traumatismos de los miembros posteriores. Raramente ocurre en los caballos descalzados (sin herrar) pues el caballo sin herrar mantiene sus cascos naturalmente desgastados.

Por la mala conformación la forja se presenta en caballos jóvenes que experimentan un crecimiento acelerado, la conformación cambiante genera espalda corta y miembros largos, favoreciendo la forja. Si el caballo no se encuentra adecuadamente entrenado o posee una dieta deficiente conlleva a una incoordinación en los movimientos. Los músculos no utilizados pueden sufrir calambres causando una marcha defectuosa interfiriendo en los movimientos de las extremidades.

La inadecuada conducción del caballo por parte del jinete también suele ser una causa. La mala comunicación entre el jinete y el caballo puede generar confusión en el caballo y con ello trastornos en los movimientos provocando fallas en el andar y forja en consecuencia. La fatiga y la edad provocan retardos en las reacciones que también producen que los miembros se alcancen.

Las injurias de los miembros anteriores pueden provocar movimientos vascilantes que provocan que los cascos posteriores golpeen a los anteriores resultados en lesiones traumáticas en el rodete coronario de los talones y cuartas partes (Figura N° IV-8).



FIGURA N° IV-8. Lesión con asiento en el rodete coronario en la cara medial de pié derecho como consecuencia de un alcance. Fuente propia.

5.2. Tratamiento

El tratamiento de forja se centra en mejorar la sincronización del movimiento de los miembros anteriores y posteriores. El veterinario puede determinar la causa de la falla mediante la observación de la marcha del caballo. La longitud excesiva del casco posterior puede ser recortada y de requerirse herradura se puede colocar una herradura liviana para proporcionar una superficie de apoyo adecuado. En los cascos posteriores puede ser necesario desvasar para crear una superficie redonda tanto como sea posible.

La prevención consiste en evitar algunos de los factores mencionados y el adecuado recorte de los cascos.

6. GLOSARIO DE TÉRMINOS EMPLEADOS

Aire: sinónimo de andar

Alcance: contusión, excoriación que se hace el caballo en las partes inferiores de las extremidades al tropezar accidentalmente el casco posterior con el anterior.

Alcanzarse: se dice de un caballo que golpea con la punta de uno de los pies traseros contra el correspondiente delantero.

Ambladura o amble: aire intermedio entre el paso y el trote, en el que la mano y el pie de un lado se levantan y descienden al mismo tiempo

Andar: complejo y estrictamente coordinado movimiento rítmico y automático de las extremidades y el cuerpo del animal que resultan en la producción de movimientos progresivos. Mcleod (1982) lo define como una forma repetitiva de caminar o correr. El término también se refiere al patrón de pasos a distintas velocidades, tales como la caminata, trote, galope, etc; a su vez cada patrón se caracteriza por un ritmo y pisada particular (Mcleod, 1982).

Andadura: sinónimo de andar. Tipo de paso determinado.

Base de sustentación: es el área delimitada por los puntos de contacto con el suelo. Cuando un caballo se encuentra en estación los puntos de contacto son los cascos apoyados en el suelo. El perímetro de la base de sustentación es la línea que conecta a los puntos de contacto.

Cadencia: sucesión regulada del aire del caballo, el caballo se desplaza con ritmo e impulsión, dando trancos elásticos.

Caña: nombre que recibe la parte de los miembros del caballo correspondientes a los huesos metacarpianos y metatarsianos.

Centro de gravedad: es el punto donde la masa del cuerpo se concentra, y alrededor de la cual el peso corporal es igual en todos los sentidos. También llamado centro de masa.

Descalzo: término vulgar empleado para designar al caballo que no se encuentra herrado.

Forjado o forja: es una falla común en los caballos de trabajo en tempo rápido en cualquiera de los tres andares.

Galope: es un aire de tres tiempos en donde por ejemplo las pisadas se suceden de la siguiente manera: PI - AD : AI : suspensión con los cuatro miembros en el aire antes de que comience la siguiente batida.

Galope reunido: el caballo, permaneciendo "en la rienda", avanza con el cuello elevado y arqueado. El galope reunido se encuentra marcado por la liviandad del tren anterior y el encajamiento de los miembros posteriores; es decir, que está caracterizado por espaldas flexibles, libres y móviles y posteriores muy activos. Las batidas del caballo son más cortas que en otros galopes, pero es más ágil y posee mayor movilidad.

Galope de trabajo: es un aire entre galope reunido y galope mediano, en el que el caballo, sin estar todavía entrenado y preparado para movimientos de reunión, se muestra adecuadamente equilibrado y, permaneciendo "en la rienda", avanza con batidas parejas, livianas y cadenciadas y buena acción de los garrones. La expresión "buena acción de los garrones" no significa que la reunión constituye una cualidad requerida del galope de trabajo; solamente subraya la importancia de una impulsión originada en la actividad de los posteriores.

Galope mediano: este es un aire entre el galope de trabajo y el galope alargado. El caballo avanza con batidas libres, equilibradas y moderadamente extendidas y una evidente impulsión de los posteriores. El atleta le permite al caballo, permaneciendo "en la rienda", llevar la cabeza un poco más enfrente de la vertical que en el galope reunido y el galope de trabajo y, al mismo tiempo, bajar ligeramente la cabeza y cuello. Las batidas

deben ser amplias y lo más parejas posible, y el movimiento, equilibrado y suelto.

Galope alargado: el caballo cubre la mayor cantidad de terreno posible. Manteniendo el mismo ritmo, alarga las batidas al máximo, sin perder la calma y liviandad, como resultado de la gran impulsión de los miembros posteriores. El jinete le permite al caballo, permaneciendo “en la rienda” y sin cargarse, bajar y extender la cabeza y cuello, con la punta de la nariz apuntando más o menos hacia adelante.

Impulso: es el cambio del *momentum* de un cuerpo y es igual a la fuerza aplicada a un cuerpo por el tiempo que actúa.

Línea de gravedad: es la línea que parte verticalmente desde el centro de gravedad.

Maniobrabilidad: es la capacidad de cambio rápido y controlado en velocidad y dirección.

Marcha: patrón ordenado del movimiento de apoyo de los pies, tales como caminata, trote y galope.

Momentum: la palabra *momentum* la empleó Isaac Newton en la explicación de su segunda ley: la fuerza resultante que experimenta un cuerpo es directamente proporcional a la velocidad de cambio de movimiento del cuerpo, y actúa en la dirección del cambio de impulso. Esta ley se expresa comúnmente en matemáticas como $F = ma$ donde “*F*” es la fuerza resultante que actúa sobre el cuerpo en la dirección de la aceleración, “*m*” es la masa del cuerpo y “*a*” es la aceleración.

Paso: el paso se define como un ciclo completo de movimiento de la extremidad.

Paso reunido: el caballo, permaneciendo “en la rienda”, avanza de modo resuelto, con el cuello elevado y arqueado y llevándose a sí mismo. La cabeza alcanza una posición vertical, manteniendo un contacto liviano con la boca. Los miembros se encajan con una buena acción de garrones. El aire

debe permanecer activo y vigoroso, posando los miembros en secuencia regular. Cada batida cubre menos terreno y es más alta que en el paso mediano, debido a que la flexión de las articulaciones es más marcada. Para evitar que se vuelva rápido o irregular, el paso reunido es más corto que el paso mediano, aunque muestra mayor actividad.

Paso mediano: es un paso claro, regular y suelto, de amplitud moderada. El caballo, permaneciendo “en la rienda”, camina enérgicamente, pero con calma, con pasos parejos y resueltos; el miembro toca tierra delante de las pisadas de las manos. El atleta mantiene un contacto ligero, suave y constante con la boca, que permite el movimiento natural de la cabeza y el cuello.

Paso alargado: el caballo cubre la mayor cantidad de terreno posible, sin prisa y sin perder la regularidad de sus pasos; los miembros tocan el piso claramente delante de las pisadas de las manos. El jinete permite que el caballo extienda la cabeza y cuello sin perder, sin embargo, contacto con la boca y control de la nuca.

Paso libre: es un aire de relajación, en el que se le otorga al caballo completa libertad para bajar y extender la cabeza y el cuello. Los miembros deben tocar el suelo claramente delante de las huellas de las manos.

Ritmo: es el modo regular de apoyo de un pie dentro de una marcha tomado dentro de un tiempo determinado y acentuado.

Secuencia de apoyo de los miembros: describe cuál de los miembros se encuentran soportando el peso corporal durante las fases del paso.

Tölt o tolt: es un andar que exhibe el caballo Islandés. Al andar se lo compara con el término “caminar corriendo” y se caracteriza porque la pisada posee el patrón que corresponde a la caminata. Este es un paso muy rápido pero suave que puede llevar a un jinete cómodamente en terreno desigual.

Trote: es un aire de dos tiempos sobre diagonales alternadas (mano izquierda y pie derecho, y viceversa) separados por un momento de suspensión.

Trote alargado: el caballo cubre la mayor cantidad de terreno posible. Manteniendo la misma cadencia, extiende las batidas al máximo como resultado de una gran impulsión de los miembros posteriores. El jinete le permite al caballo, permaneciendo “en la rienda” y sin apoyarse en ella, alargar el marco y ganar terreno. Las manos deben tocar tierra en el sitio hacia donde apuntan. El movimiento de las manos y las pies debe ser similar (paralelo) en el momento de extenderse hacia adelante. Todo el movimiento debe estar bien equilibrado, y la transición al trote reunido debe ejecutarse suavemente, llevando el mayor peso hacia los posteriores.

Trote de trabajo: este es un aire entre el trote reunido y el trote mediano, en el que el caballo, sin estar todavía entrenado y preparado para movimientos reunidos, se muestra adecuadamente equilibrado y, permaneciendo “en la rienda”, avanza con batidas parejas, elásticas y buena acción de los garrones. La expresión “buena acción de los garrones” no significa que la reunión es una cualidad requerida para el trote de trabajo, sino que subraya la importancia de una impulsión originada en la actividad de los miembros posteriores.

Trote mediano: este es un aire entre el trote de trabajo y el trote extendido, pero más “redondo” que este último. El caballo avanza con batidas claras y moderadamente alargadas y con evidente impulsión de los miembros posteriores, siempre manteniendo el mismo carácter que en el trote de trabajo. El jinete le permite al caballo, permaneciendo “en la rienda”, llevar la cabeza un poco más por delante de la vertical que en el trote reunido y el trote de trabajo, y, al mismo tiempo, bajar ligeramente la cabeza y el cuello. Las batidas deben ser parejas, y todo el movimiento, equilibrado y suelto.

Trote reunido: el caballo, permaneciendo “en la rienda”, avanza con el cuello elevado y arqueado. Los garrones, bien encajados, mantienen una impulsión energética y permiten, de este

modo, que las espaldas se muevan con mayor facilidad en cualquier dirección. Las batidas del caballo son más cortas que en otros troles, pero no pierde liviandad y movilidad.

BIBLIOGRAFÍA

1. Back, W.; Clayton, H.M. 2001. *Equine Locomotion*. Saunders Co, London, UK.
2. Barrey, E. 1999. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *Vet. J.*; 157:7-22.
3. Bramble, D.M.; Carrier, D.R. 1983. Running and breathing in mammals. *Science* 219:51-256.
4. Cavagna, G.A.; Heglund, N.C.; Taylor, C.R. 1977. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am. J. Physiol.* 233,243–261.
5. Clayton, H. 1995. Comparison of the stride kinematics of the collected, medium, and extended walks in horses. *Am. J. Vet. Res.*; 56:849-852.
6. Clayton, H.M., Hodson, E.F., Lanovaz, J.L.; Colborne, G.R. 2001a. The hind limb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Vet. J.*; 33:44-48.
7. Clayton, H. 2001b. Introduction to Gait Analysis. *MSU Vet. Connection*; 2:40-42.
8. Clayton, H.; Sha, O.; 2006. Head and body centre of mass movement in horses trotting on a circular path. *Eq. Vet. J.*; Suppl. 36:462-467
9. Cotti, F.; Metayer, N.; Goachet, A.G.; Julliand, V.; Slawinski, J.; Billat, V.; Barrey, E. 2010. Oxygen consumption and gait variables of Arabian endurance horses measured during a field exercise test. *Eq. Vet. J.*; 42:1–5.
10. Deuel, N.R.; Lawrence, L.M. 1987. Effect of urging by the rider on equine gallop stride limb contacts. *Proceedings 10th Eq. Nutrition Physiol. Symp. USA*.
11. Fédération Equestre Internationale. 2012. Reglamento para concursos de adiestramiento para-ecuestre., Switzerland. www.fei.org. fecha de consulta 28 de Nov. 2012.

12. Franklin, S.H.; Van Erck-Westergren, E.; Bayly, W.M. 2012. Respiratory responses to exercise in the horse. *Eq. Vet. J.*; 44:726–732.
13. Fredricson, I.; Drevemo, S.; Dalin, G.; Hjerten, G.; Björne, K.; Rynde, R.; Franzen, G. 1983. Treadmill for equine locomotion analysis. *Eq. Vet. J.*; 15:111–5.
14. Heglund, N.C.; Taylor, C.R.; McMahon, T.A. 1974. Scaling stride frequency and gait to animal size: mice to horses. *Science* 186:1112-1113.
15. Heglund, N.C.; Cavagna, G.A.; Taylor, C.R. 1982. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *J. Exp. Biol.*; 79, 41–56.
16. Hildebrand, M. 1965. Symmetrical gaits of horses. *Science*, 105:701-708.
17. Hiraga, A.; Yamanobe, A.; Kubo, K. 1994. Relationships between stride length, stride frequency, step length and velocity at the start dash in a racehorse. *Journal of Equine Science* 5, 127–30.
18. Hourdebaigt, J.P. 2008. *Fitness evaluation of the horse*. Wiley Pub. Inc., Hoboken, NJ, USA.
19. Howell, A.B. 1944. *Speed in animals*. University of Chicago Press; Chicago, USA.
20. Ishii, K.; Amano, K.; Sakuraoka, H. 1989. Kinetics analysis of horse gait. *Bulletin Eq. Res. Inst.*; 26:1–9.
21. Keegan, K.G. 2011. Gait analysis for the quantification of lameness. In: Ross, M.W.; Dyson, S.J. *Diagnosis and management lameness in the horse*. 2nd ed. Elsevier Saunders. Missouri, USA.
22. Lafortuna, C.L.; Reinach E.; Saibene, F. 1996. The effects of locomotor-respiratory coupling on the pattern of breathing in horses. *J Physiol.*; 492:587–596.
23. Leach, D.H.; Cymbaluk, N.F. 1986. Relationship between stride length, stride frequency, velocity and morphometrics of foals. *Am. J. Vet. Res.*; 47:2090–2097.
24. Leach, D.H.; Springings, E.J. 1987. Gait fatigue in the racing Thoroughbred. *J. Eq. Med. Surg.*; 3:436–343.

25. Leach, D.H. 1993. Recommended terminology for researchers in locomotion and biomechanics of quadrupedal animals. *Acta Anat.* 146:130–136.
26. Martuzzi, F.; Vaccari, S.; Gosi, S.; Catalano, A. 2007. Kinematic characteristics of walk in the bardigiano horse breed *Ann. Fac. Medic. Vet. di Parma*; 27:229-234.
27. McLeod, W.T. *Collins concise english dictionary* 1982. Wm Collins & Sons & Co.; Scotland.
28. McMahon, T.A. 1985. The role of compliance in mammalian running gaits. *J. Exp. Biol.*; 115: 263-282.
29. 122. 123. McMahon, T.A.; Valiant, G.; Frederick, E.C. 1987. Groucho running. *J. Appl. Physiol.*; 62:2326-2337.
30. McMahon, T.A.; Cheng, G.C. 1990. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J. Biomech.*; 23 (Suppl. 1):65–78.
31. Muybridge, E. 1887. *An electro-photographic investigation of consecutive phases of animal movements*. Lippincott Co., Philadelphia, USA
32. Nicodemus, M.C.; Clayton, H.M. 2003. Temporal variables of four-beat, stepping gaits of gaited horse. *App. An. Behavioural Sc.*; 80:133-142.
33. Pilliner, S.; Elmhurst, S.; Davies, Z. 2002. *The horse in motion: the anatomy and physiology of equine locomotion*. Blackwell Pub., Oxford, UK.
34. Robilliard, J.J.; Pfau, T.; Wilson, A.M. 2007. Gait characterisation and classification in horses. *J. Exp. Biol.*; 210:187-197.
35. Willems, P.A.; Cavagna, G.A.; Heglund, N.C. 1995. External, internal and total work in human locomotion. *J. Exp. Biol.*; 198:379–393.

Capítulo **10**

BIOMECÁNICA DE LA CLAUDICACIÓN

1. INTRODUCCIÓN

La elevada prevalencia de cojeras de miembros múltiples y su asociación con el dolor es de preocupación para propietarios, jinetes y veterinarios dedicados a la actividad ecuestre. Las múltiples anomalías patológicas que pueden afectar a los caballos de trabajo motiva que el abordaje de las cojeras resulte complejo de abordar (Broster *et al*, 2009).

Los veterinarios evalúan la claudicación por comparación mental de la marcha del caballo cojo con los movimientos de los individuos normales, haciendo coincidir los movimientos del lado izquierdo con los del lado derecho y mediante la comparación de la marcha antes y después de una intervención, tal como una prueba de esfuerzo o un bloqueo nervioso. La evaluación visual conlleva todos los riesgos que son inherentes a la subjetividad, por lo que la interpretación de los signos clínicos depende directamente de la experiencia del observador.

Las compensaciones a las que recurren los caballos claudicantes en la marcha pueden suceder rápidamente y pasar desapercibidas para el ojo humano. El análisis cuantitativo de la marcha ofrece una mayor resolución espacial y temporal, y permite la caracterización objetiva de la claudicaciones intermitentes y leves o alteraciones de la marcha donde participan más de un miembro (Weishaupt, 2008).

La claudicación también es sinónimo de cojera y en el ambiente de propietarios, jinetes y entrenadores deportivos de caballos es común que designen a la misma con el término de manquera.

La claudicación es la causa más frecuente de pérdidas económicas en la equitación deportiva, la que se traduce en pérdida de días de entrenamiento y fracaso deportivo del animal. Un caballo que muestra signos de cojera sufre de un trastorno funcional o estructural de su sistema locomotor. Un caballo que

continúa entrenando o trabajando con una lesión claudicógena por lo general empeora la afección. Por ello es esencial que jinetes y entrenadores reconozcan los signos de cojera, donde el asesoramiento veterinario puede abordar en forma temprana el proceso patológico antes que se transformen en procesos patológicos irreversibles.

2. TIPOS DE CLAUDICACIONES

Las claudicaciones tradicionalmente se clasifican de acuerdo al momento en que el caballo efectúa el paso y en el momento que se pone de manifiesto. De acuerdo a este precepto, las mismas se clasifican como *claudicación en apoyo*, *claudicación en el balance*, y *claudicación mixta*. La cojera en apoyo se caracteriza porque los signos son visibles durante la fase de apoyo cuando la extremidad está apoyando el peso. En la fase oscilante de la cojera los signos son visibles cuando la extremidad está en pivot a través del aire, pero no está soportando peso (Figura N° V-1). En tanto la claudicación mixta afecta tanto a las fases de apoyo como a la de oscilación. El análisis de la marcha ha demostrado que casi todas las cojeras presentan cambios en la fase de apoyo, y que muchas también muestran cambios en la fase de impulsión. La cojera pura en la fase de oscilación es raramente vista.

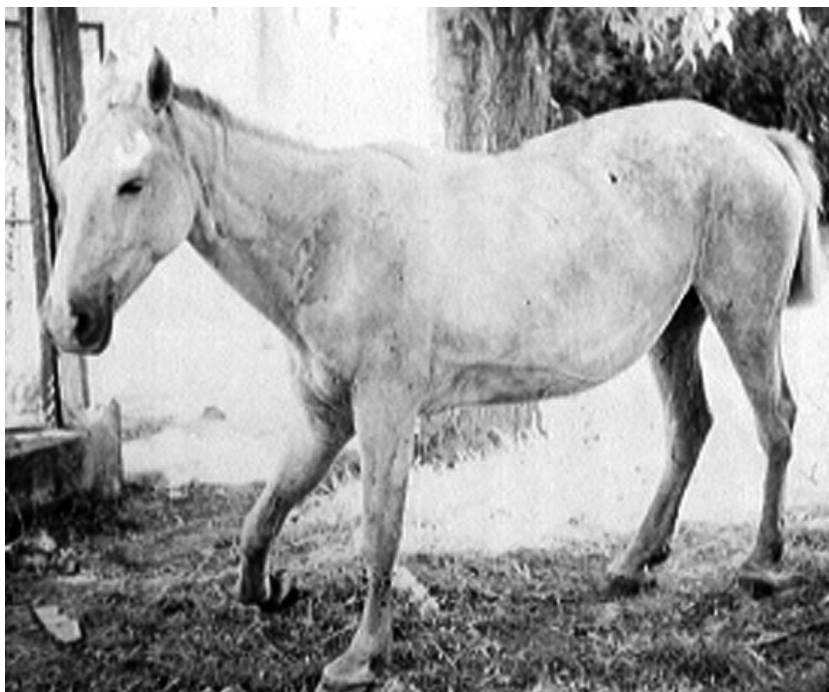


FIGURA N° V-1. Caballo con lesión en la región del tercer nudo que provoca claudicación en el balance. Fuente propia

La cojera se manifiesta como una alteración de la marcha o aire normal de un caballo. La detección y localización del sitio donde se origina la misma es el desafío del médico veterinario que ejerce la clínica equina. El veterinario se convierte en experto en reconocer no sólo los signos de la cojera, sino también en los cambios más sutiles que proporcionan pistas para detectar la causa. En general, resulta sencillo detectar que una extremidad claudica, pero sólo unos pocos tipos de cojera tienen un patrón de marcha suficientemente característica que por sí sola puede determinar la ubicación precisa dentro de la extremidad. Ejemplos de cojeras que tienen un patrón de marcha característica son las claudicaciones del hombro, en la cual el daño al nervio supraespinoso causa parálisis de los músculos de los hombros con subluxación de la articulación mientras la extremidad lleva el peso. Otro ejemplo lo constituye la miopatía fibrótica, una cojera de las extremidades posteriores en la que el tejido cicatrizal limita el movimiento hacia adelante de la extremidad,

especialmente en el pie. La mayoría de las claudicaciones, sin embargo, no resultan ser fácilmente reconocidas en la marcha. De hecho, los cambios en la marcha tienden a ser bastante genéricos. Numerosos caballos usan los mismos métodos de disminución de la carga en una extremidad coja para muchos tipos de cojera que se originan en diferentes sitios de la extremidad.

3. BIOMECÁNICA DE LA CLAUDICACIÓN

Los estudios cinemáticos de la cojera en los caballos demostraron que un problema concreto como puede ser una lesión en una articulación no sólo cambia el movimiento de la extremidad, sino que también influye en el patrón de movimiento del caballo. No es de extrañar que los cambios compensatorios en el patrón de movimiento de las extremidades, la cabeza y el tronco, que son los puntos de observación en la evaluación de la marcha visual también son los más fiables para los análisis cinemáticos (Starke *et al.*, 2012).

En las cojeras de apoyo los cambios más consistentes se observan en el nudo en la máxima extensión y en la flexión de la articulación interfalángica distal, en el desplazamiento y aceleración vertical máxima de la cabeza y tuberosidad sacra. El movimiento asimétrico que realiza con la cabeza es semejante al de asentimiento y es probablemente el signo más evidente que se encuentra soportando el peso entre los miembros torácicos (Peloso *et al.*, 1993; Buchner *et al.*, 1996; Keegan *et al.*, 1997; Starke *et al.*, 2012).

En correspondencia, el movimiento vertical de la tuberosidad sacra muestra menor ascenso y descenso durante la fase de apoyo del miembro posterior afectado (Buhner *et al.*, 1996). La trayectoria de la tuberosidad coxal está compuesta por el movimiento de traslación del tronco y los movimientos de rotación de la pelvis alrededor de los ejes vertical y longitudinal.

Durante un ciclo de zancadas al trote, la tuberosidad coxal muestra un movimiento bifásico con una amplitud ligeramente más pequeña de movimiento durante la fase de apoyo respecto a la fase de vuelo del mismo miembro (Buchner *et al.*, 1993). La claudicación amplifica la diferencia entre estas dos amplitudes en el miembro posterior afectado: la amplitud vertical está disminuida o ausente durante la fase de apoyo y ampliada durante la fase de oscilación (May *et al.*, 1987). La hiperextensión

máxima es una medida indirecta de la FRS (Riemmersma *et al.*, 1988; Ratzalaff *et al.*, 1993) que se reduce en el miembro claudicante en la fase de apoyo y es proporcional al grado de cojera.

Un estudio realizado en caballos con claudicación moderada a severa mostró que la hiperextensión del nudo decreció en un promedio de 10° y que corresponde a una reducción de la FRS del 27% (Clayton *et al.*, 2000). Mientras que en el miembro colateral sano se pudo observar hiperextensión compensatoria del nudo (Buchner *et al.*, 1996b). En las articulaciones proximales y en el tarso, la flexión aumentó en el miembro cojo.

En las claudicaciones mixtas a las características biomecánicas descritas para la claudicación de apoyo se suman cambios correspondientes a la fase de balanceo. Durante esta fase se reduce la flexión de las articulaciones afectadas y asociadas (carpo y tarso). Tanto la flexión máxima como el rango de movimiento se encuentran restringidos, lo que da al miembro afectado el aspecto de rigidez y se pone de manifiesto con un menor arco de vuelo.

Las variables temporales son variables cuestionadas para detectar claudicaciones debido a las controversias que existen entre los distintos investigadores. En primer término las claudicaciones leves no muestran desviaciones en el patrón de marcha normal, y secundariamente, algunos parámetros normales como la fase de apoyo o el tiempo de apoyo de la diagonal de avance se mantienen a pesar del agravamiento de la claudicación (Girtler, 1988; Tietje, 1992; Buchner *et al.*, 1995). Las asimetrías temporales se interpretan mejor como un signo lomomotor individual, también conocido como parcialidad, arbitrariedad o lateralidad (Meij y Meij, 1980; Deuel *et al.*, 1987.; Drevemo *et al.*, 1987). Sin embargo en caballos al trote con claudicación moderada del miembro torácico, la zancada contralateral y el tiempo de duración de la suspensión se torna ligeramente asimétrica (Buchner *et al.*, 1995).

3.1. Asimetría en la claudicación

El trote es el movimiento empleado para el análisis de la cojera por ser un andar intrínsecamente simétrico que favorece la detección de las asimetrías que provocan las cojeras. El paso también es un modo de andar simétrico, pero generalmente es menos adecuado para la detección de cojeras porque la velocidad

más lenta produce FRS menores y consecuentemente los cambios de la marcha son menos obvios.

Un caballo que claudica adopta estrategias compensatorias para evitar el dolor que le causa la misma y de esta forma reducir el estrés estructural por acción de la FRS (Weishaupt *et al.*, 2004, 2006; Weishaupt, 2008). Una de las estrategias a la que recurre consiste en disminuir la carga de peso sobre la extremidad afectada cuando ésta debe apoyar. La reducción de la fuerza que genera el peso sobre el miembro provoca que la FRS también disminuya con costo a los demás miembros, pues éstos deben repartir la carga que no acepta el miembro claudicante (Weishaupt *et al.*, 2004) (Figura N° V-2).

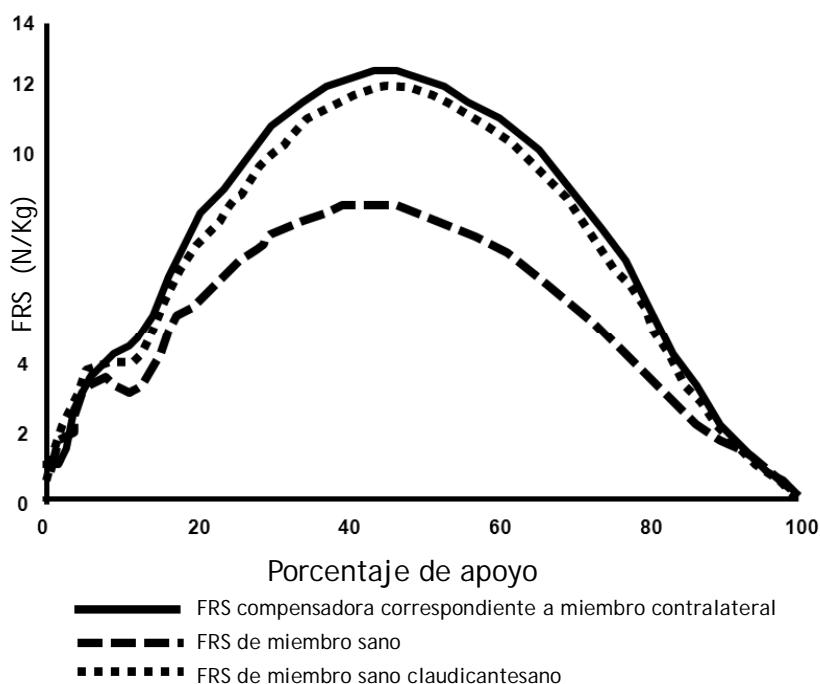


FIGURA N° V-1. Representación de la FRS del apoyo de miembro sano, claudicante y de compensación. Adaptado de Clayton 2000.

En el trote, los mecanismos compensatorios se trasladan a las diagonales. De tal forma que la curva de FRS mostrada en la Figura N° V-3 se corresponde a ambos miembros que comprenden la diagonal. Cuando existe claudicación en un miembro,

la curva de disminución de la FRS se observa para ese par. Cuando hace el apoyo de la diagonal opuesta se registra la compensación esperada. Por ejemplo, en una claudicación en la extremidad torácica izquierda se esperan aumentos compensatorios en las FRSs de la extremidad posterior derecha, un desplazamiento hacia atrás, y en la extremidad delantera derecha, es decir un desplazamiento lateral.

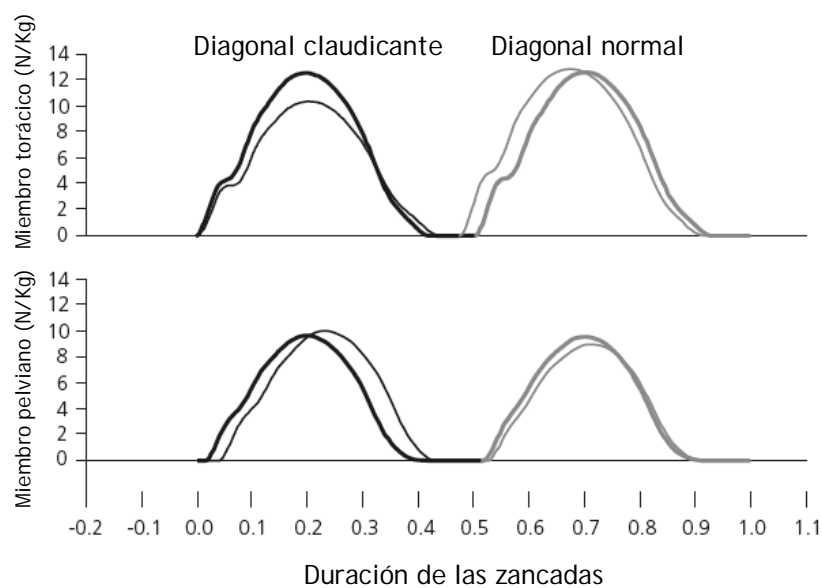


Figura N° V-2. Representación de las fuerzas de reacción provenientes del suelo (FRS) de un caballo trotando sobre una cinta de ejercicio instrumentada al que se le induce la claudicación. La línea gruesa representa el estado inicial. La línea delgada representa claudicación moderada del miembro izquierdo. Línea negra grafica a la diagonal claudicante (AI-PD) y en gris a la diagonal normal (AD-PI). Weishaupt *et al.*, 2004

El grado de asimetría entre la claudicación y los miembros compensantes aumenta con el grado de la cojera. La asimetría se puede cuantificar utilizando una relación de simetría, en la que las fuerzas se expresan como una relación entre la extremidad claudicante y la compensadora. Por ejemplo, en un caballo con una tendinitis la FRS del miembro afectado posee un valor de 5.200 N en el miembro claudicante, versus 7.600 N en

la extremidad anterior compensadora. Esta relación se expresa como 0,68, que representa una gran asimetría.

En un miembro que claudica, la fuerza longitudinal de frenado usualmente disminuye y es primariamente compensada por el miembro opuesto. En el ejemplo anterior donde un caballo claudica por una tendinitis, la fuerza de frenado disminuye en el miembro claudicante y se incrementa en el pie compensador. En tanto la fuerza de propulsión longitudinal presenta cambios menos marcados y menos consistentes.

La asimetría que se observa se encuentra en la elevación y el descenso rítmico de la cabeza y el cuello. Estos movimientos se asocian a cambios en la distribución del peso entre las extremidades delanteras y traseras que simplemente se fijan al cuello en una posición elevada. Por lo tanto, la observación del cabeceo es un medio eficaz de descarga de peso del miembro claudicante (Clayton, 2004; Starke *et al.*, 2012).

La dinámica del cuello y cabeza juegan un rol en el balance del caballo y son importantes en el manejo de la cojera. En el caballo que claudica los movimientos rítmicos verticales de la cabeza y el cuello al trote crean una torsión alrededor de la unión toraco-cervical que afecta la distribución del peso entre los miembros (Buchner *et al.*, 2001; Starke *et al.*, 2012). Por ello la habilidad de reconocer asimetrías en el cuello y cabeza es importante en el reconocimiento de la claudicación (Keegan *et al.*, 1998).

Con el incremento de la claudicación, el caballo afectado sustituye a la fuerza de impulso (F_i) por el incremento de la frecuencia de zancada (FZ). Como resultado de la FZ hay mayor soporte del centro de gravedad (CG) por unidad de tiempo, que consecuentemente reduce el movimiento vertical del CG . El teorema del *momentum*¹⁵ explica la interdependencia del impulso y el tiempo durante el que la fuerza actúa:

$$I_{FZ} = IAI + IAD + IPI + IPD = mgDZ$$

¹⁵ Teorema que responde a la segunda Ley de Newton. La cantidad de movimiento, momento lineal, ímpetu o *momentum* es una magnitud vectorial, unidad SI: (kg m/s) que en mecánica clásica se define como el producto de la masa del cuerpo y su velocidad en un instante determinado. Finalmente, se define el impulso recibido por una partícula o un cuerpo como la variación de la cantidad de movimiento durante un periodo de tiempo dado.

Durante el ciclo completo de la zancada, la fuerza de reacción del impulso (I) de cada miembro (IAI + IAD + IPI + IPD)¹⁶ es igual a la fuerza de la gravedad a través de la duración de la zancada gravitacional donde "m" es la masa corporal, "g" la aceleración de la gravedad y DZ, duración de la zancada.

Esta adaptación se observa durante la actividad física circular donde el caballo se encuentra forzado a aceptar la velocidad de trabajo. Mientras que en la actividad sobre el suelo en dirección recta el caballo adapta la marcha reduciendo la velocidad (Clayton *et al.*, 2000).

El impulso vertical de la diagonal afectada (sumatoria de los impulsos del par diagonal) decrece selectivamente en la diagonal claudicante, es decir la diagonal que incluye al miembro que claudica.

Esta deficiencia provoca una fase de suspensión reducida y un tiempo de transición más rápida (duración del paso contralateral) del claudicante a la posición diagonal normal, comparada con la transición del par diagonal normal a la posición diagonal coja. En correspondencia a estas alteraciones, se puede observar reducción de movimiento vertical del tronco en la posición diagonal claudicante que no se ve afectado durante la posición diagonal no claudicante (Bucher *et al.*, 1996).

Durante la observación lateral del caballo claudicante, la oscilación vertical asimétrica del tronco es fácilmente detectable a nivel de la cruz, sacro (*sacrum*) y de los miembros anteriores y posteriores respectivamente.

Cuando es el miembro anterior el que claudica, la distribución del impulso del miembro se desplaza hacia el miembro posterior de los miembros que conforman la diagonal y en la diagonal opuesta hacia el miembro anterior contralateral. En las claudicaciones de los miembros posteriores el impulso se desplaza con predominancia desde el miembro afectado al miembro posterior contralateral. El mecanismo de desplazamiento del peso a lo largo del eje longitudinal del caballo se corresponde con los movimientos oscilantes del cuello y cabeza. La reducción e incluso la supresión del descenso de aceleración de la cabeza durante la claudicación en la fase de apoyo decrece el movimiento lineal del tronco y aliviana la carga de la extremidad anterior

16 AI: Anterior izquierdo; AD: Anterior derecho; TI; PI: Posterior izquierdo; PD: posterior derecho

claudicante a la vez que recarga con peso el miembro posterior de la diagonal. En las claudicaciones de los miembros posteriores el desplazamiento del impulso ocurre predominantemente desde el miembro afectado al miembro posterior contralateral (Weishaupt *et al.*, 2004).

La carga de fuerzas máximas en el miembro claudicante se reduce en la duración de la fase de apoyo. Esta adaptación se puede observar no sólo en el miembro afectado, sino también en el miembro contralateral que neutraliza el desplazamiento del impulso como resultado de la descarga de la extremidad claudicante.

Estos mecanismos de reducción de fuerzas accionantes sobre el miembro claudicante no sólo son efectivos sino que también contribuyen a evitar que las fuerzas compensatorias equivalentes sobrecarguen los miembros no claudicantes a excepción de claudicaciones moderadas del miembro anterior que incrementan ligeramente en el miembro posterior diagonal (Weishaupt, 2006).

En estudios realizados a velocidades constantes sobre cinta de correr en caballos que claudicaban, se observó que cuando la claudicación aumentaba el caballo reducía las FRS a la vez que se incrementó la frecuencia de zancadas. Este incremento resulta en un continuo soporte del centro de gravedad (CG) por el mayor número de zancadas y en una reducción del impulso total. Con el incremento de la claudicación decrece el impulso de la diagonal afectada, pero la diagonal normal permanece sin cambios. El resultado es un acortamiento de la zanca contralateral y suspensión luego del empuje generado por el par de la diagonal claudicante.

Los estudios cinemáticos de la claudicación indican que la estrategia de aliviar las cargas es el resultado del movimiento compensatorio predominantemente del cuello y cabeza (Buchner *et al.*, 1996; Vorstenbosch *et al.*, 1997). Con estos mecanismos de desplazamiento de carga el alivio de los picos de fuerza en el miembro cojo no sólo es eficaz sino incluso suprime una situación de sobrecarga compensatoria equivalente en las otras extremidades.

En la claudicación moderada del miembro torácico se observaron los primeros indicios compensatorios con aumento de la FRS del miembro pelviano que conforma la diagonal. Cuando la

cojera se pronuncia aún más el caballo se ve obligado a cambiar por completo a otra estrategia, que consiste en reducir la duración de la fase de apoyo en la extremidad afectada. El aumento de la duración de la fase de apoyo se traduce en alteración del ritmo de la marcha y puede inducir sobrecarga compensatoria en los miembros diagonales y contralateral.

Durante un ciclo completo de zancadas, el impulso de las zancadas integradas en el tiempo (IzT) se expresa:

$$IzT = PC \cdot g \cdot DZ$$

donde PC representa al peso corporal, "g" es la fuerza de la gravedad y DZ es la duración de un ciclo completo de zancadas. Este término ilustra claramente que el impulso y el tiempo durante el cual las fuerzas actúan deben relacionarse proporcionalmente. Si este término no se cumple el CG posee desplazamiento hacia abajo o hacia arriba al final de cada zancada (Weishaupt, 2006; 2008).

En este sentido, los investigadores intentan establecer si el caballo que claudica inicialmente cambia su patrón de carga, que luego se traduce en los ajustes de temporización, o viceversa. Hasta el momento solo pueden responder de forma especulativa. Si el principio compensatorio es la economía energética de preservar la actividad sin consumir más energía, los ajustes de la FRS puede ser el factor desencadenante y los ajustes temporales provienen de ella. Obviamente, la percepción del dolor, que inicia los mecanismos compensatorios, depende en principio del estado del sistema nervioso autónomo (Weishaupt, 2006; 2008).

4. IMPLICANCIAS BIOMECÁNICAS DE LA LAMINITIS

En la fase aguda de la laminitis, las láminas sufren cambios microscópicos que se traducen en alteración de la función biomecánica. Los cambios histopatológicos iniciales manifiestan cojera tras la congestión y oclusión de los capilares por 8 horas (Redden, 1992). A la congestión le sigue migración de leucocitos a los tejidos perivasculares a la que se suma el movimiento de células inflamatorias en los tejidos epidérmicos. A las 24 horas, se producen trombos microvasculares acompañados de edema y hemorragia en las láminas dérmicas primarias a las 72 horas

(Pollitt, 1994; Stokes *et al.*, 2004). En respuesta celular a las lesiones isquémicas se producen lesiones celulares consistentes en vacuolización citoplasmática, hinchazón nuclear y picnosis. Estas alteraciones celulares originan distorsión de las láminas, alargamiento de las láminas seguido por reducción, aplanamiento y desprendimiento de la membrana basal (Pollitt, 1996; Stokes *et al.*, 2004).

Durante la fase de apoyo, las láminas soportan intensas fuerzas de tracción y cizallamiento (Hood, 1999). Cuando se produce la pérdida de inserción laminar, la tercera falange rota independiente del casco por la tracción que ejerce el tendón del m. flexor digital profundo. Cuando las láminas de la muralla se dañan al punto que ya no son capaces de contrarrestar la fuerza del tendón flexor digital profundo se lleva a cabo la rotación sobre la articulación interfalángica distal. En condiciones clínicas la rotación varía entre 6 y 13°. Esta rotación es significativamente menor que las rotaciones provocadas en forma experimental (Coffman *et al.*, 1970). La fuerza del tendón flexor digital profundo no alcanza los niveles normales hasta el final de la fase de apoyo (McGuigan *et al.*, 2005). Sin embargo, cuando se ha producido daño a las láminas en forma circunferencial al casco, las fuerzas de cizallamiento resultantes de soportar el peso corporal provocan el desplazamiento vertical de la tercera falange. La rotación de la falange se traduce en convexidad de la suela con incremento de la compresión (Hood, 1999). En los casos graves la punta de la tercer falange llega a perforar a la suela (Stokes *et al.*, 2004). El pronóstico en general es malo para los caballos que sufren desplazamiento rotacional y grave para aquellos que tienen el desplazamiento distal de la tercera falange (Baxter, 1994; Redden, 1992; Swanson, 1999). En un estudio, caballos que sufrieron rotación inferior a 5,5° de rotación regresaron a la actividad deportiva, en tanto que los que tenían rotación superior a 11,5° no lo hicieron (Stick *et al.*, 1982). Otros autores informaron que la evaluación radiográfica de la rotación no se correlaciona con el desempeño deportivo y concluyeron que el grado de cojera es un predictor más exacto de retorno deportivo (Hunt, 1993). También se puede asumir que el grado de dolor es probablemente proporcional a la gravedad del daño laminar (Baxter, 1994; Swanson, 1999). Otro predictor del resultado puede ser la forma y la velocidad en la

que el animal responde al tratamiento. Debido a los muchos factores que intervienen en la progresión del caso (el tiempo que el paciente ha estado experimentando laminitis antes del tratamiento, cuántos y qué tratamientos se han intentado, etc), cada caso debe ser considerado individualmente. Sin embargo, los casos refractarios al tratamiento por lo general tienen resultados desalentadores (Baxter, 1994).

5. ACTIVIDADES

A continuación se ofrece una autoevaluación de los temas abordados en el presente capítulo mediante la presentación de casos clínico quirúrgico.

Caso clínico N° 1

Se presenta el caso de un equino sangre puro de carrera de 3 años que padecía laminitis crónica con curso de 8 meses. En la secuencia fotográfica siguiendo el orden de izquierda a derecha comenzando por la fila superior, se muestran los fotogramas de un video que le fue tomado al paso. En la secuencia se muestra al miembro torácico izquierdo en la tercer subfase de apoyo, o *rollover*, (arriba izq.); al miembro torácico derecho en la subfase media del apoyo; rollover del miembro torácico derecho y primera subfase de apoyo del miembro torácico izquierdo; y, tercer subfase de apoyo del miembro torácico izquierdo y fase de balanceo del miembro derecho.

De la observación surge que uno de los miembros torácicos es el claudicante.

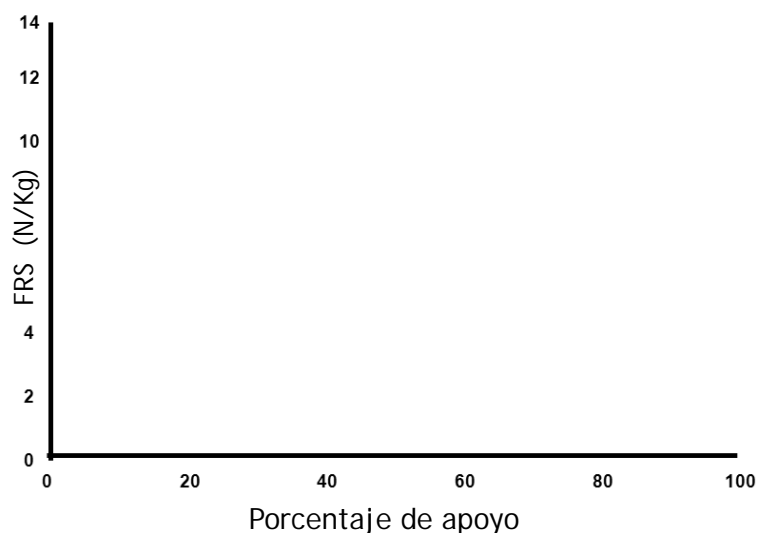
Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo



FIGURA N° V-3. Secuencia fotográfica del caballo del caballo con laminitis presentado. Fuente propia.

Conforme a los conocimientos adquiridos responder:

- a) ¿Cuál de los miembros torácicos es el que claudica?
- b) ¿Qué tipo de claudicación es de acuerdo a la clasificación de las claudicaciones?
- c) En la secuencia es factible establecer una de las estrategias de compensación a las que recurre el caballo. ¿Cuál es?
- d) ¿A qué otras estrategias compensatorias recurrirá el caballo de la fotografía?
- e) Graficar como será la curva de la FRS en el eje de las fuerzas (N/Kg) y del porcentaje del tiempo de duración de la zancada. Emplear las coordenadas adjuntas.



Caso clínico N° 2

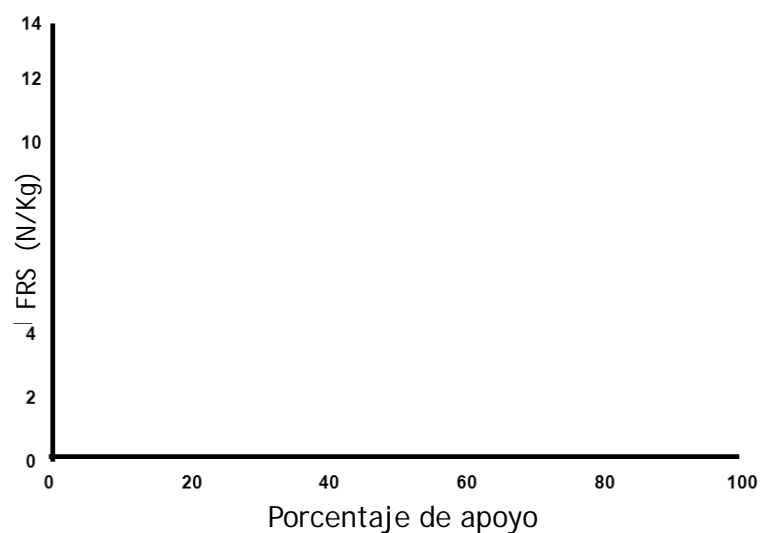
El caballo de la fotografía N° V-4 sufrió fractura de los huesos carpianos del miembro torácico izquierdo. El mismo no recibió tratamiento alguno y con el devenir de los meses y años el carpo sufrió anquilosis a la vez que el miembro adoptó posición de semiflexión permanente a nivel del carpo.

- a) ¿De qué tipo de claudicación se trata de acuerdo a la clasificación de las claudicaciones?
- b) ¿Sobre qué miembros recaen las FRS en mayor grado?
- c) ¿A qué estrategias compensatorias de la claudicación recurrirá el caballo de la fotografía?
- d) Describir la forma que este caballo en particular hará para adelantar una zancada
- e) Graficar cómo será la curva de la FRS en el eje de las fuerzas (N/Kg) y del porcentaje del tiempo de duración de la zancada. Emplear las coordenadas adjuntas.

*Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo*



FIGURA N° V-4. El caballo del caso N° 2 que presenta anquilosis del carpo izquierdo. Fotografía gentileza Claudio García, Miguel Cané.



Caso clínico N° 3

Se presenta un caso de un equino que presenta carpitis (osteoartritis del carpo) bilateral de larga data (Figura N° V-5). Seguidamente se muestran los fotogramas de un video donde se lo aprecia claudicar al trote (Figura N° V-6). Para analizar las fotogramas se sugiere observar la posición del cuello y cabeza durante la ejecución de cada batida



FIGURA N° V-5. Aspecto de la carpitis bilateral en una vista de frente del caballo. Fuente propia.

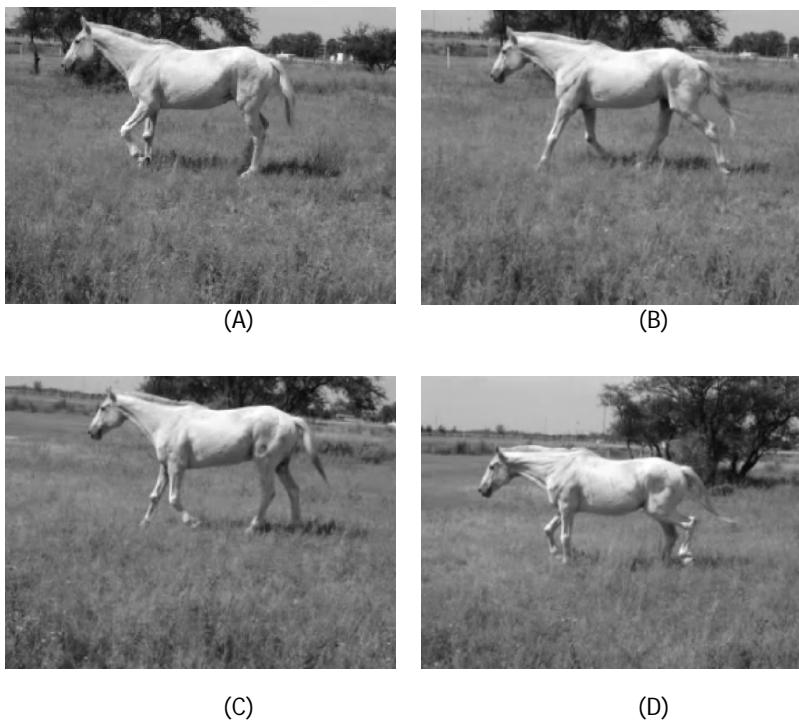
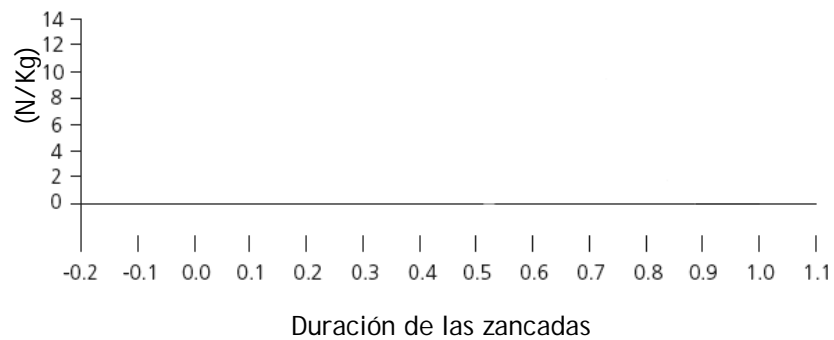


FIGURA N° V-6. Fotogramas del caballo del caso N° 3. (A) apoyo con la diagonal AD-PI; (B) apoyo con diagonal AI-PD; (C) apoyo con AD-PI y (D) apoyo con AI-PD.

- a) ¿Qué estrategia utilizó el caballo para evitar el dolor que provoca la claudicación?
- b) ¿Cómo se clasifica la claudicación?
- c) Una de las diagonales muestra mayores alteraciones en el patrón de la marcha ¿De qué diagonal se trata?
- d) ¿Qué diagonal manifiesta la claudicación?
- e) ¿Cómo se encontrarán las variables cinemáticas de los miembros torácicos?
- f) ¿Qué articulaciones de los miembros torácicos mostrarán mayores alteraciones?
- g) ¿De qué forma compensa el caballo el dolor que provocan las claudicaciones?
- h) Graficar las FRS de ambas diagonales especificando los cambios que se observan por las estrategias de apoyo (Emplear los ejes que se ofrecen a continuación)

- i) Establecer cuál de los miembros torácicos es el que claudica.
- j) ¿Qué tipo de claudicación es de acuerdo a la clasificación de las claudicaciones?
- k) En la secuencia es factible establecer una de las estrategias de compensación a las que recurre el caballo. ¿Cuál es?
- l) ¿A qué otras estrategias compensatorias recurrirá el caballo de la fotografía?
- m) Graficar como será la curva de la FRS en el eje de las fuerzas (N/Kg) y del porcentaje del tiempo de duración de la zancada. Emplear las coordenadas adjuntas.



Caso clínico N° 4

El caballo de la fotografía N° V-7 presenta esparaván (osteoartritis del tarso) izquierdo.

En la observación al paso se aprecia la particularidad de la claudicación (Figura N° V-8). En la observación de la ejecución de una zancada con el miembro afectado se destaca la imposibilidad de completar el arco de vuelo que realiza el casco en la fase de balanceo.



FUGURA N° V-7. Vista plantar de la articulación del tarso izquierdo que presenta diagnóstico radiológico de osteoartritis. Fuente propia

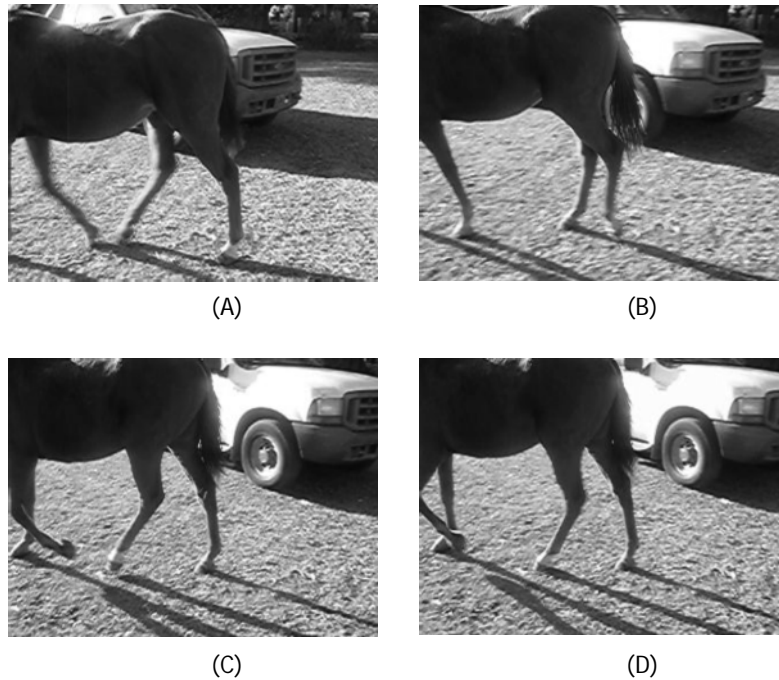


FIGURA N° V-8. Fotogramas de la ejecución de una zancada del miembro posterior izquierdo (PI). (A) el miembro se encuentra en la subfase media de apoyo; (B) el miembro se encuentra en la fase media de la elevación; (C) momento previo de apoyar el casco en una fase tardía del balanceo, y (D) apoyo del casco.

- a) ¿Cómo se clasifica la claudicación?
- b) ¿Cómo se hallaran las variables cine? ¿Qué diagonal manifiesta la claudicación?
- c) ¿Cómo se encontrarán las variables cinemáticas de las articulaciones del miembro pelviano?
- d) ¿Sobre cuál de las articulaciones recaen en mayor grado las alteraciones cinemáticas?
- e) ¿Qué características presenta el arco de vuelo del casco del miembro afectado durante la fase de elevación?

Caso clínico N° 5

Se muestra la fotografía de un caballo que padece fractura del húmero. Nótese el descenso del miembro torácico, especialmente apreciable cuando se toma como referencia a la punta del olecranon (Figura N° V-9).

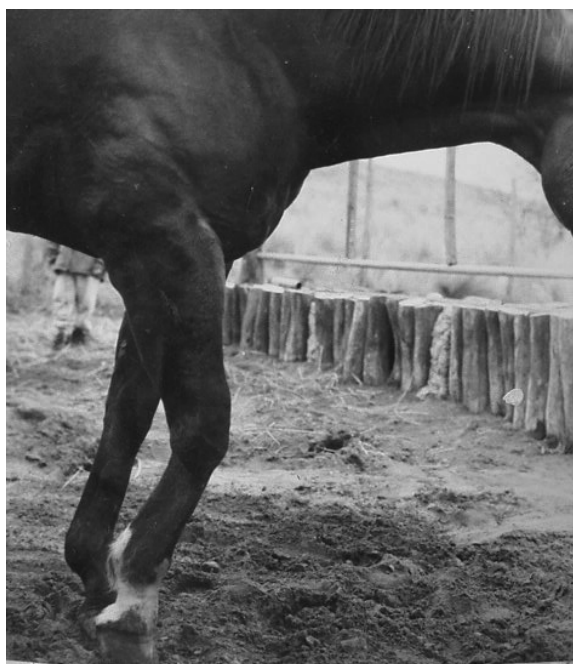
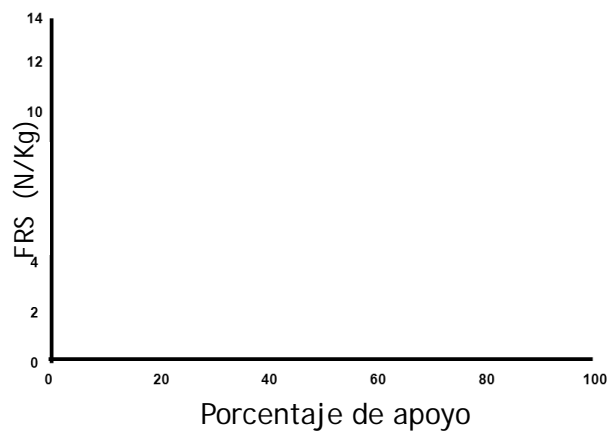


FIGURA N° V-9. Característica de la claudicación del caballo debido a la imposibilidad funcional que provoca la fractura. Fuente propia.

- ¿De qué tipo de claudicación se trata de acuerdo a la clasificación de las claudicaciones?
- ¿Sobre que miembros recaen las FRS en mayor grado?
- ¿A qué estrategias compensatorias de la claudicación recurrirá el caballo de la fotografía?
- Describir la forma que este caballo en particular hará para adelantar una zancada
- Graficar como será la curva de la FRS en el eje de las fuerzas (N/Kg) y del porcentaje del tiempo de duración de la zancada. Emplear las coordenadas adjuntas.



Caso clínico N° 7.

Se observa un caballo al paso que presenta claudicación por escarza del casco torácico izquierdo (Figura N° V-10).

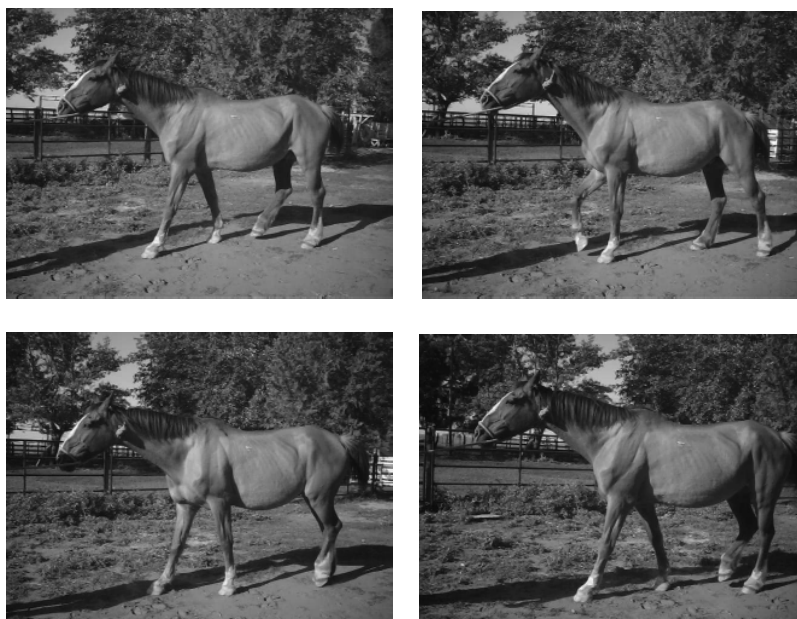
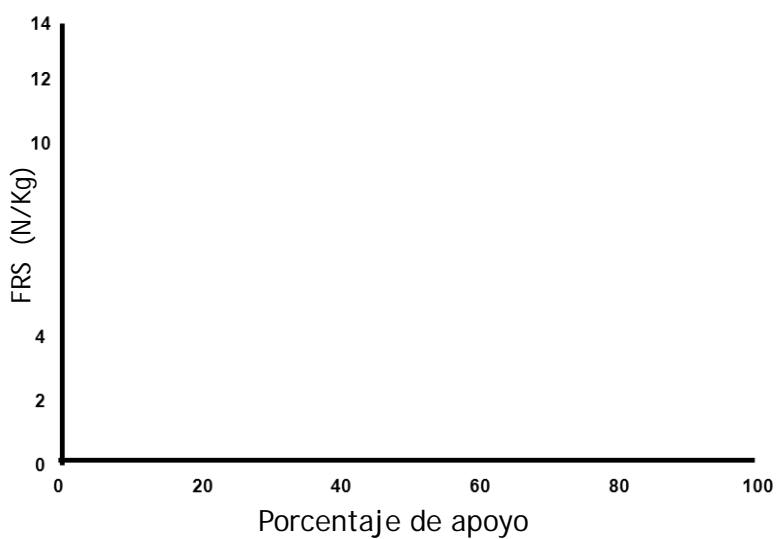


FIGURA N° V-10. Fotograma de video del caballo del caso clínico N° 7 al paso. Fuente propia.

Conforme a los conocimientos adquiridos responder:

- a) ¿Cuál de los miembros torácicos es el que claudica?
- b) ¿Qué tipo de claudicación es de acuerdo a la clasificación de las claudicaciones?
- c) En la secuencia es factible establecer una de las estrategias de compensación a las que recurre el caballo. ¿Cuál es?
- d) ¿A qué otras estrategias compensatorias recurrirá el caballo de la fotografía?
- e) Graficar como será la curva de la FRS en el eje de las fuerzas (N/Kg) y del porcentaje del tiempo de duración de la zancada. Emplear las coordenadas adjuntas.



Caso Clínico N° 8

Luna es una potranca que posee debido a una osteoartritis severa anquilosada a la que se sumó desviación del eje longitudinal del miembro

Biomecánica de la locomoción del caballo



Santiago Audisio - Pablo Vaquero - Perla Torres - Edgardo Verna - Jorge Merlassino
Laura Ocampo



FIGURA N° V-11. Fotograma tomada del video de la protranca desplazándose. Gentileza Paula Lezcano

- a) ¿De qué tipo de claudicación se trata de acuerdo a la clasificación de las claudicaciones?
- b) ¿Sobre qué miembros recaen las FRS en mayor grado?
- c) ¿A qué estrategias compensatorias de la claudicación recurrirá el caballo de la fotografía?
- d) Describir la forma que este caballo en particular hará para adelantar una zancada

BIBLIOGRAFÍA

1. Baxter, G.M. 1994. Acute laminitis. *Vet. Clin. North Am. Eq. Pract.*; 3:627-642.
2. Broster, C.E.; Burn, C.C. Barr, A.R.S.; Whay, H.R. 2009. The range and prevalence of pathological abnormalities associated with lameness in working horses from developing countries. *Equ. Vet. J.*; 41:474-48.
3. Buchner, H.H.F.; Kastner, J.; Girtler, D.; Knezevic, P.F. 1993. Quantification of hind limb lameness in the horse. *Acta Anatomica*; 146:196-199
4. Buchner, H.H.F.; Savelberg, H.H.C.M.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. 1995. Temporal stride patterns in horses with experimentally induced foreand hindlimb lameness. *Eq. Vet. J.*; 18: 161-165.
5. Buchner, H.H.F.; Salvelberg, H.H.C.M.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. 1996. Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore or hindlimb lameness. *Eq. Vet. J.*; 28:63-70.
6. Buchner, H.H.; Savelberg, H.H.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. 1996. Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Vet. J.*; 28:71-76
7. Clayton, H.M.; Schamhardt, H.C.; Willemsen, M.A.; Lanovaz, J.L.; Colborne, G.R. 2000. Kinematics and ground reaction forces in horses with superficial digital flexor tendinitis. *Am. J. Vet. Res.*; 61:191-196.
8. Clayton, H.M. 2004. Balance basics. Part 1: The center of mass. *Vet. Connection, USDF.*; Dec. 16:22.
9. Coffman, J.R.; Johnson, J.H.; Finocchio, E.J.; Guffy, M.M.; 1970. Biomechanics of pedal rotation in equine laminitis. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*; 156:219-221.
10. Deuel, N.R.; Lawrence, L.M. 1987. Laterality in the gallop gait of horses. *J. Biomech.*; 20:645-649.
11. Drevemo, S.; Fredricson, I.; Hjerten, G.; McMiken, D. 1987. Early development of gait asymmetries in trotting standardbred colts. *Eq. Vet. J.*; 19:189-191.
12. Girtler, D. 1988. Untersuchungen über die Dauer des Bewegungszyklus – Stützbeinphase, Hangbeinphase, phasenverschiebung–bei lahmen und bewegungsgestörten Pferden im Schritt und Trab sowie ki-

- nematische Beurteilungen zu deren Bewegungsmuster. Wiener tierärztliche Monatsschrift; 75:310–324.
14. Hood D.M. Laminitis in the horse. *Vet Clin North Am Equine Pract* 1999;15:287-294.
 15. Hunt R.J. 1993. A retrospective evaluation of laminitis in horses. *Eq. Vet. J.*; 25:61-64.
 16. Keegan, K.G.; Wilson, D.J.; Wilson, D.A.; Frankeny, R.L.; Loch, W.E.; Smith, B. 1997. Effects of anesthesia of the palmar digital nerves on kinematic gait analysis in horses with and without navicular disease. *Am. J. Vet. Res.*; 58:218–223.
 17. Keegan, K.G.; Wilson, D.A.; Wilson, D.J. 1998. Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *Am. J. Vet. Res.*; 59:1370–1377.
 18. Keegan, K.G.; Kramer, J.; Yonezawa, Y.; Maki, H.; Pai, P.F.; Dent, E.V.; Kellerman, T.E.; Wilson, D.A.; Reed, S.K. 2011. Assessment of repeatability of a wireless, inertial sensor-based lameness evaluation system for horses. *Am. J. Vet. Res.*; 72:1156-1163
 19. Keegan, K.G.; Kramer, J.; Yonezawa, Y.; Maki, H.; Pai, P.F.; Dent, E.V.; Kellerman, T.H.; Wilson, D.A.; Reed, S.K. 2012. Comparison of an inertial sensor system with a stationary force plate for evaluation of horses with bilateral forelimb lameness. *Am. J. Vet. Res.*; 73:368-374.
 20. McGuigan, M.P.; Walsh, T.C.; Pardoe, C.H.; Day, P.S.; Wilson, A.M. 2005. Deep digital flexor tendon force and digital mechanics in normal ponies and ponies with rotation of the distal phalanx as a sequel to laminitis. *Eq. Vet. J.*; 37:161-165.
 21. May, S.A.; Wyn-Jones, G. 1987. Identification of hindleg lameness. *Eq. Vet. J.*; 19, 185–188.
 22. Meij, H.S.; Meij, J.C.P. 1980. Functional asymmetry in the motor system of the horse. *South Af. J. Sc.*; 76:552–556.
 23. Peloso, J.G.; Stick, J.A.; Soutas-Little, R.W.; Caron, J.C.; Decamp, C.E.; Leach, D.H. 1993. Computer-assisted three-dimensional gait analysis of amphotericin-induced

- carpal lameness in horses. *Am. J. Vet. Res.*; 54:1535–1543.
24. Pollitt, C.C. 1994. The basement membrane at the equine hoof dermal epidermal junction. *Eq. Vet. J.*; 26:399-407.
 25. Pollitt, C.C. 1996. Basement membrane pathology: a feature of acute equine laminitis. *Eq. Vet. J.*; 28:38-46.
 26. Ratzlaff, M.H.; Wilson, P.D.; Hyde, M.L.; Balch, O.K.; Grant, B.D. 1993. Relationship between locomotor forces, hoof position and joint motion during the support phase of the stride of galloping horses. *Acta Anatomica*; 146:200–204.
 27. Redden, R.F. 1992. 18° elevation of the heel as an aid to treating acute and chronic laminitis in the equine. In: *Proceedings. 38th Annu. Conv. Am. Assoc. Eq. Practnr*; 38:375-379.
 28. Riemersma, D.J.; Schamhardt, H.C., Hartman, W.; Lammerink, J.L. 1988. Kinetics and kinematics of the equine hind limb: in vivo tendon loads and force plate measurements in ponies. *Am. J. Vet. Res.*; 49, 1344–1352.
 29. Starke, S.; Willems, E.; May, S.; Pfau, T. 2012. Vertical head and trunk movement adaptations of sound horses trotting in a circle on a hard surface. *Vet. J.*; 193:73-80.
 30. Stick, J.A.; Jann H.W.; Scott E.A.; Robinson N.E. 1982. Pedal bone rotation as a prognostic sign in laminitis of horses. *J Am Vet Med Assoc.*; 180:251-253.
 31. Stokes, A.M.; Eades, S.C.; Moore, R.M. 2004. Pathophysiology and treatment of acute laminitis. In: Reed, S.; Bayly W.; Sellon, D. 2nd ed. *Eq. Int. Med.*; Elsevier, St. Louis, MO, USA.
 32. Swanson, T.D. 1999. Clinical presentation, diagnosis, and prognosis of acute laminitis. *Vet. Clin. North Am. Eq. Pract.*; 15:311-319
 33. Tietje, S. 1992. Das EGA-System (Equine Gait Analysis) – eine Möglichkeit zur Bewegungsanalyse und Lahmheitsuntersuchung beim Pferd. Dr. med. vet. Thesis, University of Munich.
 34. Van Ingen Schenau, G.J. 1980. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med. Sc. Sports Exerc.*; 12:257–261.

35. Vorstenbosch, M.A.; Buchner, H.H.; Salvelberg, H.H.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. 1997. Modeling study of compensatory head movements in lame horses. *Am. J. Vet. Res.*; 58:713–718.
36. Weishaupt, M.A.; Wiestner, T.; Hogg, H.P.; Jordan, P.; Auer, J.A. 2004. Compensatory load redistribution of horses with induced weightbearing hindlimb lameness trotting on a treadmill. *Equine Vet. J.*; 36:727-733.
37. Weishaupt, M.A.; Wiestner, T.; Hogg, H.P.; Jordan, P.; Auer, J.A.; 2006. Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill. *Vet. J.*; 171:135-146.
38. Weishaupt, M.A. 2008. Adaptation strategies of horses with lameness. *Veterinary Clin. North Am.: Equine Pract.*; 24:79-100.



Se terminaron de imprimir 300 ejemplares en los talleres gráficos del Departamento de Publicaciones, dependiente de la Secretaría de Cultura y Extensión Universitaria de la Universidad Nacional de La Pampa.

Santa Rosa, LP, Diciembre de 2013.

Desde los albores de la historia el hombre empleó al caballo en campañas militares, para realizar trabajos pesados, hacer deportes y también como medio de esparcimiento. Esa versatilidad responde a las condiciones anatómicas físicas y fisiológicas que constituyen los principios de la biomecánica del caballo. El presente libro de texto para estudiantes aborda un tema clásico de la patología quirúrgica de la currícula de la carrera de ciencias veterinarias desde los conceptos modernos de la biomecánica.

El texto desarrolla la Biomecánica de la Locomoción del Caballo a lo largo de cinco capítulos. El capítulo I trata la anatomía funcional del caballo enfocado en las características de las estructuras anatómicas que posibilitan la biomecánica, en particular los músculos y tendones.

El Capítulo II se refiere a la biomecánica de la locomoción, sentando el concepto del centro de gravedad y cómo a partir de los desplazamientos de éste se produce y varía la locomoción. Se detallan los principios físicos de los que se vale el caballo para desplazarse señalando la economía energética que conllevan. Este capítulo posee además un anexo que complementa los aspectos de la arquitectura muscular necesarios para la locomoción.

El capítulo III hace una revisión de la cinética y cinemática de la locomoción. Aquí se analizan la interacción del contacto del pie con el suelo, las fuerzas que se generan producto del impacto y la forma en que esas fuerzas se absorben. También se explican los movimientos de cada segmento del caballo y la importancia que posee su conocimiento para establecer programas de selección de animales reproductores, programas de entrenamiento físico y de rehabilitación.

El capítulo IV refiere a los andares del caballo y aquí se presentan las características de los andares y su interpretación para establecer anormalidades.

Por último, el capítulo V, biomecánica de la claudicación, describe las modificaciones de las variables biomecánicas del caballo con una claudicación. También se exponen los mecanismos compensatorios y la forma de interpretarlos para la aplicación clínica.

El texto está ilustrado por material elaborado por los autores para contribuir a la interpretación de los textos. Complementariamente, cuatro capítulos presentan actividades destinadas a evaluar la comprensión de los conocimientos vertidos. La actividad propuesta en el último capítulo propone analizar las alteraciones de la biomecánica a partir de la presentación de casuística real con distintos tipos y grados de claudicaciones.

ISBN 978-950-883-203-6



9 789508 632036

